

Analyse comparative des épreuves vestibulaires rotatoires

(Etude statistique des nystagmogrammes fréquentiels)

THESE

présentée à la Faculté de médecine de l'Université de Genève
pour obtenir le grade de docteur en médecine

par

Willy LEHMANN

de

NENNIGKOFEN (Soleure)

Thèse No 3431

GENEVE
Editions Médecine et Hygiène
1974

Analyse comparative des épreuves vestibulaires rotatoires

(Etude statistique des nystagmogrammes fréquentiels)

THESE

présentée à la Faculté de médecine de l'Université de Genève
pour obtenir le grade de docteur en médecine

par

Willy LEHMANN

de

NENNIGKOFEN (Soleure)

Thèse No 3431

GENEVE
Editions Médecine et Hygiène
1974

La Faculté de médecine, sur le préavis du professeur André Montandon, autorise l'impression de la présente thèse, sans prétendre par là émettre d'opinion sur les propositions qui y sont énoncées.

Genève, le 23 décembre 1974

Le doyen :
William Geisendorf

Thèse No 3431



Nous exprimons notre profonde reconnaissance au professeur André Montandon pour la part qu'il a prise à notre formation dans la spécialité oto-rhino-laryngologique et l'intérêt qu'il a bien voulu témoigner à l'élaboration de cette thèse. Par le choix du sujet, nous avons voulu lui exprimer tout particulièrement notre admiration pour la contribution très importante qu'il a apportée dans la connaissance du système vestibulaire et qui fait de lui un pionnier de la vestibulométrie clinique actuelle.

Toute notre reconnaissance s'adresse également à notre ami Franz John pour son appui constant au cours de ce travail et son précieux concours dans la programmation, les calculs sur ordinateur et l'analyse statistique.

Nos remerciements chaleureux vont encore à Madame Monique Rohr et Mademoiselle Marie-Josèphe Pasquier, techniciennes du Laboratoire d'Electronystagmographie, ainsi qu'à Mademoiselle Rose-Thérèse Engel, audiométricienne, pour leur dévouement et leur active collaboration.

Le stimulateur pendulaire a été réalisé par Franz John, physicien, en collaboration avec André Rohr, ingénieur électronicien.

A MA FEMME

A MA MERE

A MON PERE

TABLE DES MATIERES

	<u>Page</u>
A. INTRODUCTION	7
B. MATERIEL	8
1. Stimulateur giratoire à accélération angulaire constante	8
2. Stimulateur pendulaire à accélération sinusoïdale amortie	10
3. Capteur de déviations oculaires	11
4. Système d'enregistrement graphique	11
C. METHODE	14
1. Stimulations giratoires	14
2. Stimulations pendulaires	15
3. Enregistrements électro-nystagmographiques	15
4. Choix des cas	16
5. Conditions d'examen	16
6. Paramètres de la réponse nystagmique	17
D. RESULTATS	20
I Sujet normal	20
1. Epreuve giratoire	20
2. Epreuve pendulaire	31
3. Analyse comparative	39
II Animal	49
E. DISCUSSION	57
F. CONCLUSIONS	60
G. ANNEXE	61
H. BIBLIOGRAPHIE	66

Digitized by the Internet Archive
in 2026

INTRODUCTION

Parmi les méthodes d'exploration fonctionnelle du système nystagmogène, deux épreuves rotatoires sont actuellement couramment utilisées :

1. L'épreuve giratoire liminaire, inventée par Montandon (1954).
Elle trouve son origine dans le test de la "chaise tournante" qui fut décrite par Barany (1906).
2. L'épreuve pendulaire, introduite en clinique par Hennebert (1956), Greiner et Conraux (1959).
Elle est issue de "l'escarpolette" qui a été expérimentée pour la première fois par Mach (1875).

Mais l'épreuve giratoire liminaire et, par la suite, l'épreuve pendulaire n'ont pu se développer que grâce à la découverte de la Nystagmographie qui est née à Genève (Montandon et Monnier 1951). En effet, Montandon a, le premier, insisté sur l'importance de l'enregistrement du nystagmus dans l'obscurité et l'intérêt qu'il y avait d'étudier la réponse nystagmique pendant l'accélération.

La question est pour nous de savoir si ces deux méthodes de stimulation, qui ont une valeur clinique indiscutable, sont comparables et si elles apportent au labyrinthe des informations vestibulaires similaires.

Les deux techniques utilisant un même paramètre de stimulation qui est l'accélération angulaire, la différence fondamentale se situe dans l'application même de cette accélération. Unidirectionnelle et de valeur constante dans l'épreuve giratoire, elle est sinusoïdale, continuellement variable et de valeur décroissante dans l'épreuve pendulaire.

Cependant, on sait qu'en liant une stimulation connue, précise et reproductible, à l'apparition de secousses nystagmiques enregistrables, on peut déterminer, au moyen de l'ordinateur, la valeur de leurs paramètres et établir une véritable vestibulométrie.

Suivant une technique rigoureuse de stimulation et utilisant une même méthode d'analyse de la réponse, basée sur la fréquence du nystagmus, ce travail a pour but, en testant le sujet humain normal et l'animal, de comparer ces deux épreuves, d'en établir les corrélations éventuelles et d'en préciser les divergences.

MATERIEL

L'appareillage comprend :

1. Un stimulateur giratoire à accélération angulaire constante,
 2. Un stimulateur pendulaire à accélération sinusoïdale amortie,
 3. Un capteur de déviations oculaires,
 4. Un système d'enregistrement graphique,
1. Stimulateur giratoire à accélération constante

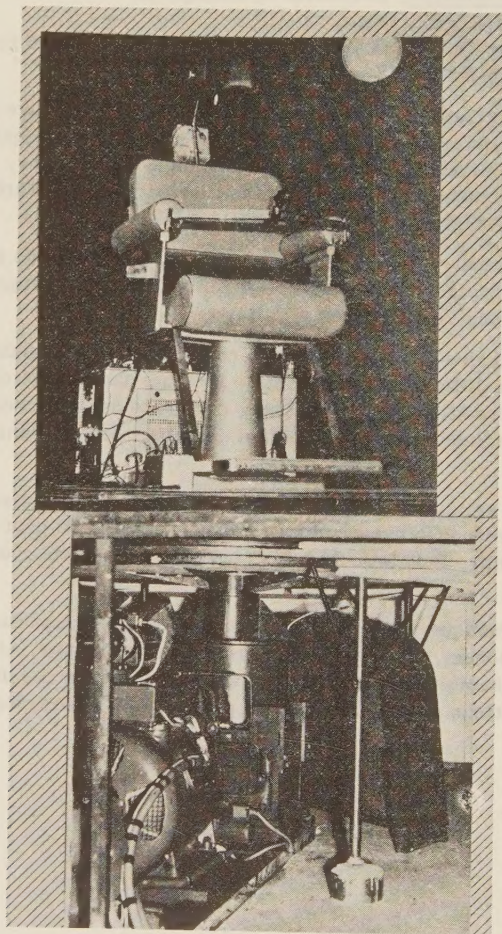


Fig. 1 : Le stimulateur giratoire.
(girographe hydraulique)

Description

Le fauteuil d'examen, fixé sur un plateau tournant de 150 cm de diamètre, est actionné par un dispositif hydraulique. Ce plateau, de construction robuste, est situé au niveau du sol d'une grande cabine surélevée, obscure et insonorisée, sous laquelle se trouve tout le système moteur.

Le principe de fonctionnement est le suivant : un moteur électrique de 4 CV, tournant à une vitesse constante, actionne une pompe hydraulique à débit variable. Le flux d'huile ainsi produit actionne un moteur hydraulique faisant tourner le plateau au moyen d'un engrenage réducteur. La vitesse du plateau étant proportionnelle au flux d'huile, il suffit de faire varier ce dernier de façon continue pour obtenir une accélération constante. On y parvient à l'aide d'un servo-moteur qui assure automatiquement l'ouverture et la fermeture des vannes du système hydraulique.

Paramètres

- accélération angulaire constante, mesurée en degré-seconde par seconde ($^{\circ}/s^2$)
Le Girographe hydraulique permet des variations d'accélération de 0,2 à $20^{\circ}/s^2$. Les stimulations habituellement utilisées en clinique, tant en accélération qu'en décélération, sont comprises entre 0,4 et $8^{\circ}/s^2$.
- vitesse angulaire (palier) mesurée en degrés par seconde ($^{\circ}/s$). Elle est réglable jusqu'à $180^{\circ}/s$.

Précision

En fait, le principe même du stimulateur rotatoire à entraînement hydraulique est garant d'une très bonne constance ou linéarité de l'accélération. L'organe de commande étant indépendant des forces qui peuvent s'exercer sur le plateau rotatoire, ce dernier suivra donc fidèlement les ordres de cet organe et ceci d'autant plus que l'énergie hydraulique disponible est beaucoup plus grande que l'énergie réellement nécessaire (4CV). Ceci a d'ailleurs été vérifié en cinématographiant simultanément un disque gradué entraîné par un moteur synchrone (mesure du temps) et un disque, muni de graduations en degrés, monté sur le plateau rotatoire. * Il n'a pas été possible de déterminer une erreur en % de la linéarité, cette erreur étant plus faible que les légères variations dues au système réducteur et recouverte par ces dernières.

Comme on est certain de la constance de l'accélération, il suffit de mesurer le temps nécessaire pour atteindre la vitesse constante de palier ainsi que la valeur de cette vitesse. Ces deux mesures se font très facilement au moyen d'un chronomètre. On peut ainsi vérifier l'exactitude des valeurs affichées sur les commandes et effectuer des contrôles et d'éventuelles corrections. **

L'analyse statistique a montré une faible dispersion des valeurs de l'accélération angulaire, valeurs que l'on peut donc considérer comme constantes.

* Rohr, A. : Contrôle de l'accélération par une méthode cinématographique, FNS N° 3594, 1968.

** Montandon, A. et Rohr, A. : in Greiner, Vestibulométrie clinique, 57-62, Doin, Paris, 1969.

2. Stimulateur pendulaire à accélération sinusoïdale amortie

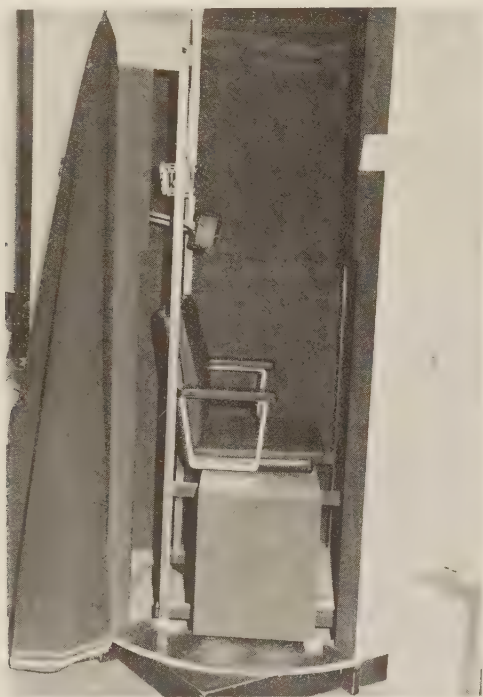


Fig. 2 : Le stimulateur pendulaire

Description

Il a été construit au laboratoire d'Electronystagmographie de Genève. Tout en respectant les normes en usage, nous avons cherché à améliorer certaines caractéristiques techniques (voir Annexe).

L'appareil se compose d'un cadre métallique parallélépipédique sur lequel est fixé un fauteuil de telle sorte que la tête et le centre de gravité du sujet se trouvent dans l'axe de rotation. Pour supprimer tout effet de balant, le cadre pivote en haut et en bas sur des paliers en Teflon. Placé dans une cabine obscure, cet ensemble est suspendu par une corde de piano dont le diamètre est de 5 mm. Un disque en plastique occasionne un frottement faible, quasi visqueux, et permet de régler l'amortissement et incidemment la période. La durée des périodes est ajustée à l'aide de masses en plomb. La principale caractéristique de notre stimulateur est représentée par son grand moment d'inertie, obtenu au moyen de ces masses, distantes de l'axe vertical de 50 cm et dont le poids total est d'environ 400 kg.

Paramètres

- période d'oscillation.

Sans masses de plomb = 8 secondes

Réglable à l'aide des masses jusqu'à 20 secondes ou davantage.

- amplitude maximale de départ = 180°
- nombre maximum de périodes = 45

Réglable par le disque d'amortissement jusqu'à 15 périodes

- accélération angulaire maximale, mesurée en degrés-seconde par seconde ($^{\circ}/s^2$)
- vitesse angulaire mesurée en degrés par seconde ($^{\circ}/s$)

Précision

Les principes physiques de la stimulation sinusoïdale amortie ne seront pas développés ici, ceux-ci ayant fait l'objet de divers travaux, notamment de Hennebert (1955), Greiner, Conraux, Collard (1963, 1969), Van de Calseyde, Ampe et Depondt (1969).

Deux enregistrements du mouvement sinusoïdal amorti, effectués à l'aide d'un X-Y Recorder 7044 A - Hewlett - Packard, sont présentés ci-dessous (Fig. 3). La sinusoïde du haut correspond à l'examen d'une personne de petite taille : 1m65/45 kg (période $T = 19,25$), celle du bas à un individu de taille normale : 1m76/79 kg (période $T = 20,0$).

3. Capteur de déviations oculaires

Les variations du potentiel cornéo-rétinien, engendrées par chaque mouvement oculaire, sont captées au moyen d'électrodes placées dans la région péri-orbitaire.

Les électrodes en plomb, d'un diamètre de 5 mm, sont fixées par une pâte conductrice (Redux-Paste) sur la peau préalablement dégraissée, ou rasée chez l'animal. La contention est assurée par des bandes de sparadrap (Dermiclaer).

Afin de capter les déviations du globe oculaire aussi bien dans le sens horizontal que vertical, 3 électrodes sont utilisées selon la technique classique de dérivation monoculaire décrite par Montandon et Monnier (1951).

Les variations microtensionnelles, de l'ordre de 10 à 100 microvolts, sont amplifiées par deux amplificateurs différentiels, l'un à couplage par condensateur (AC), l'autre à couplage direct (DC), ou longue constante de temps (6 secondes).

4. Système d'enregistrement graphique.

Les mouvements nystagmiques sont transcrits par un enregistreur à 4 canaux munis de stylets inscripteurs à encre (Alvar, Otographor IV-2-TR). La vitesse de déroulement du papier est de 15mm/seconde. Le premier canal sert à l'inscription en couplage direct (DC); deux autres canaux sont utilisés pour l'enregistrement en couplage capacitif (AC), la constante de temps étant respectivement de 0,3 et 6 secondes.

Au cours de l'épreuve pendulaire, le mouvement sinusoïdal du cadre est enregistré simultanément sur le tracé électro-nystagmographique, canal 2, et sur un enregistreur à large bande (Servo-Recorder EUW-20, Heath Built. Cette dernière transcription permet de calculer, pour chaque demi-période, les amplitudes maximales du cadre oscillant.

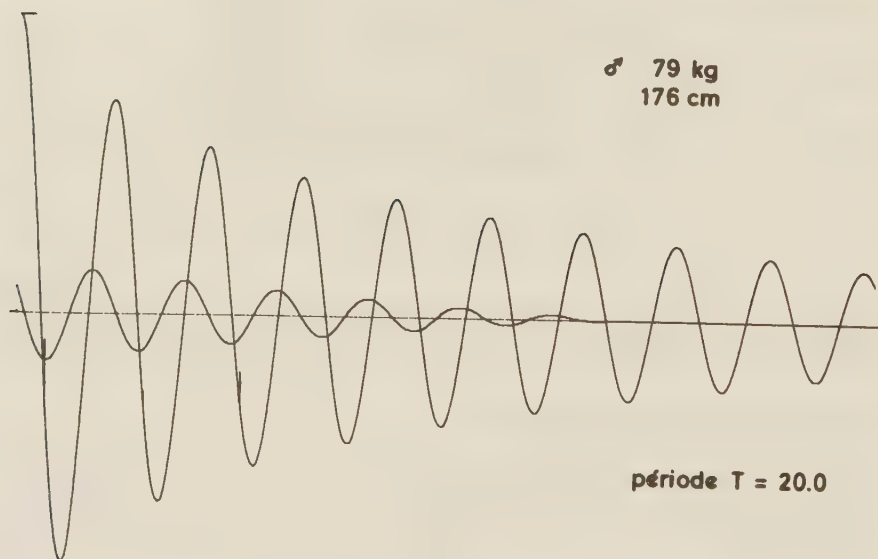
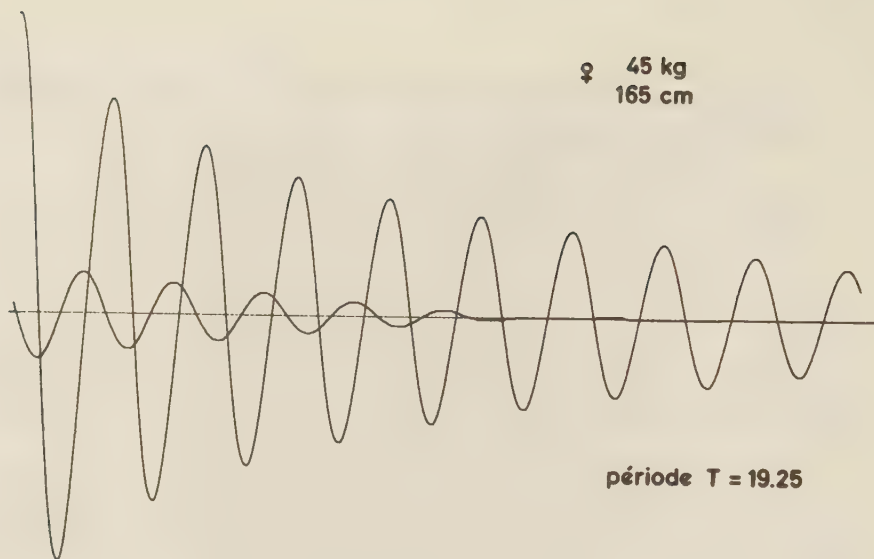


Fig. 3 : Courbes sinusoïdales obtenues chez deux personnes de taille différente. Pour les amplitudes et les accélérations angulaires maximales calculées : voir Table 1.

Table 1 : Amplitudes et accélérations angulaires maximales correspondantes.
Départ du cadre oscillant à 180° , dans le sens anti-horaire

T = 19,25				T = 20,0			
Amplitudes (en mm)		Accél. ang. max. ($^{\circ}/s^2$)		Amplitudes (en mm)		Acc. ang. max. ($^{\circ}/s^2$)	
Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
130	107	19,28	15,87	129	107	17,77	14,74
93	81	13,79	12,01	92	81	12,67	11,16
73	65	10,83	9,64	72	65	9,92	8,95
60	55	8,90	8,16	60	54	8,26	7,44
51	46	7,56	6,82	51	47	7,02	6,48
43	40	6,38	5,93	44	40	6,06	5,51
37	34	5,49	5,04	37	34	5,10	4,68
32	29	4,75	4,30	32	30	4,41	4,13
27	24	4,00	3,56	27	25	3,72	3,44
22	20	3,26	2,97	23	20	3,17	2,75
18	15	2,67	2,24	19	16	2,62	2,20
13	11			14	12		
10	8			11	9		
6	4			8	6		
3	1			5	3		

L'accélération angulaire maxima est proportionnelle à l'amplitude maxima et varie comme l'inverse du carré de la période. La valeur de l'accélération maxima en $^{\circ}/s^2$ est donnée directement par l'amplitude de la sinusoïde du mouvement enregistré sur le tracé électroystagmographique en cours de l'épreuve. Son calcul, basé sur un mouvement sinusoïdal non amorti, s'effectue selon le procédé décrit par Greiner, Conraux et coll. (1962, 1969).

METHODE

Les épreuves rotatoires consistent à imprimer au sujet examiné un mouvement giratoire dont la variation de vitesse, c'est-à-dire l'accélération angulaire, entraîne un déplacement des liquides endolabyrinthiques. Il s'exerce ainsi sur la cupule une pression ampullipète ou ampullifuge dans le plan de la rotation du canal stimulé (Lois de Flourens et d'Ewald). L'excitation des récepteurs sensoriels qui s'ensuit produit alors des modifications toniques et posturales des yeux : le nystagmus.

1. Stimulations giratoires

L'épreuve giratoire liminaire (E. G. L.) se base sur une série de stimulations d'accélération angulaire indirectionnelle constante et entretenue.

Cette épreuve comporte six tests de rotation, espacés de quatre minutes, soit trois rotations dans le sens horaire (H) et trois dans le sens anti-horaire (AH). Chaque test de rotation peut être détaillé comme suit :

- période d'accélération à vitesse régulièrement progressive (accélération constante) jusqu'à $90^\circ/\text{s}$,
- période de giration à vitesse uniforme de $90^\circ/\text{s}$ (palier) pendant une à trois minutes,
- période de décélération à vitesse régulièrement décroissante jusqu'à l'arrêt complet.

Les décélérations lentes à $0,8^\circ/\text{s}^2$ sont remplacées par un arrêt brusque (AB) ce qui permet la comparaison entre les réponses nystagmiques perstimulatoires et post-stimulatoires.

Les schémas de stimulations giratoires retenus pour notre expérience sont dans l'ordre :

a) Pour les sujets normaux

Accélérations	Décélérations
1. AH $0,8^\circ/\text{s}^2$	AB
2. H $0,8^\circ/\text{s}^2$	AB
3. AH $1,0^\circ/\text{s}^2$	$2,0^\circ/\text{s}^2$
4. H $1,0^\circ/\text{s}^2$	$2,0^\circ/\text{s}^2$
5. AH $3,0^\circ/\text{s}^2$	$4,0^\circ/\text{s}^2$
6. H $3,0^\circ/\text{s}^2$	$4,0^\circ/\text{s}^2$

Dix sujets ont été testés selon le schéma classique de l'E. G. L., à savoir : accélération à $1^\circ/\text{s}^2$, $3^\circ/\text{s}^2$ et $6^\circ/\text{s}^2$, suivie respectivement d'un arrêt brusque (AB) ou d'une décélération de $2^\circ/\text{s}^2$ et $4^\circ/\text{s}^2$.

b) Pour les lapins

Accélérations	Décélérations
1. AH $3,0^\circ/\text{s}^2$	$2,0^\circ/\text{s}^2$
2. H $3,0^\circ/\text{s}^2$	$2,0^\circ/\text{s}^2$

Accéléérations

3. AH $6,0^{\circ}/s^2$

4. H $6,0^{\circ}/s^2$

Décéléérations

4, $0^{\circ}/s^2$

4, $0^{\circ}/s^2$

2. Stimulations pendulaires

L'épreuve pendulaire a pour but d'imprimer au cadre un mouvement périodique sinusoïdal. Elle fait appel au principe du pendule de torsion, système générateur de stimulations rotatoires sinusoïdales, de période constante et d'amplitude progressivement amortie.

L'épreuve se déroule comme suit :

Le cadre métallique est écarté manuellement de 180° de sa position d'équilibre. Une fois déclenché, le cadre décrit une série d'oscillations sinusoïdales, alternativement anti-horaires et horaires, progressivement amorties, pour s'arrêter finalement dans sa position de repos.

L'appareil vestibulaire est ainsi soumis à des accélérations de forme sinusoïdale, progressivement décroissantes et croissantes, continuellement variables.

Les normes utilisées sont celles admises au 1er Symposium d'Electronystagmographie de langue française (Montpellier, 1966), à savoir :

- période de rotation de 20 secondes,
- amplitude maximale de départ à 180° ,
- amortissement en 15 à 20 périodes.

Par période, l'on comprend le temps nécessaire pour réaliser un mouvement complet du fauteuil d'aller et retour. Celui-ci étant constant, la valeur de l'accélération angulaire ne dépend donc que de l'amplitude.

Dans le but d'étudier l'influence du nombre de périodes, une première série de 15 sujets (groupe A) a été testée avec un amortissement du pendule de torsion de 20 périodes. Une deuxième série de 25 sujets (groupe B) le fut avec un amortissement de 15 périodes.

3. Enregistrements électronystagmographiques (ENG)

La direction du nystagmus étant indiquée par sa phase rapide, qui bat toujours dans le sens de la giration, l'on obtient un nystagmus droit au cours d'une rotation horaire et un nystagmus gauche lors d'une rotation anti-horaire.

Les secousses nystagmiques dirigées vers la droite s'inscrivent sur le tracé par une déflexion vers le haut et les secousses gauches par une déflexion vers le bas. Le profil du tracé ENG varie selon la méthode de stimulation appliquée.

a) Epreuve giratoire

Au cours d'une accélération, la fréquence nystagmique part de zéro et croît progressivement pour atteindre un rythme stable appelé plateau fréquentiel. La fréquence variant en raison directe de l'intensité du stimulus, la réponse nystagmique s'arrêtera avant la fin de l'accélération, pour des stimulations faibles (infraliminales), au contraire elle se prolongera un certain temps avec empiètement sur la période de giration à vitesse uniforme, aux fortes stimulations (supraliminales). Pendant la décélération la réaction nystagmique, de sens opposé, décroît plus ou moins rapidement en fréquence et en durée, puis disparaît. A l'arrêt brusque à $90^{\circ}/s$ succède une post-déchar-

ge nystagmique qui décroît progressivement, dont la durée dépend de l'intensité du stimulus.

b) Epreuve pendulaire

Partant de la déviation maximale du cadre de 180° , la fréquence des secousses nystagmiques s'intensifie presque immédiatement lors de la première demi-période de 10 secondes. La culmination du nystagmus ou plateau fréquentiel est ici rapidement atteinte et de très courte durée. Puis les secousses diminuent progressivement pour disparaître avant que le cadre ait atteint sa déviation maximale opposée. Le même phénomène se déroule ainsi à chaque demi-période et la réponse nystagmique globale par demi-période, ou fuseau, diminuera progressivement en intensité parallèlement à l'amortissement de la stimulation pour disparaître généralement un peu avant l'arrêt complet du cadre oscillant, vers la 12ème période.

4. Choix des cas

L'expérimentation a porté sur deux populations distinctes : le sujet humain normal et l'animal.

a) Sujets normaux

Leur sélection a été effectuée parmi des étudiants ou des patients hospitalisés en vue d'une tonsillectomie et dont l'âge variait entre 18 et 32 ans. Après un interrogatoire médical et professionnel permettant d'éliminer des antécédents labyrinthiques, chaque sujet fut soumis à un status cochléo-vestibulaire clinique comprenant :

- un examen otologique confirmant l'intégrité des membranes tympaniques et le bon fonctionnement des trompes d'Eustache,
- un audiogramme tonal réalisé en camera silenta,
- un examen vestibulaire clinique portant sur les épreuves stato-cinétiques et la recherche d'un nystagmus spontané ou de position au moyen de lunettes de Frenzel.

Tout sujet ne répondant pas à l'ensemble des critères cliniques de normalité, ou présentant ultérieurement des signes électronystagmographiques pathologiques, fut écarté.

b) L'animal

Nous avons utilisé des lapins dont le poids variait entre 2,5 kg et 3,5 kg. Destinés à une expérimentation stéréotaxique, ils furent testés la veille, sans avoir subi d'investigations préalables.

5. Conditions d'examen

a) Sujets normaux : Avant chaque examen l'on procède à une recherche de nystagmus spontané dans l'obscurité et à un étalonnage des mouvements oculaires à l'aide de la croix de Maddox. Le sujet est assis confortablement sur le fauteuil. Sa tête, immobilisée par un appui-tête, se trouve inclinée de 30° vers le bas. Tous les enregistrements ENG sont réalisés les yeux ouverts dans des conditions de silence et d'obscurité complète.

Chaque individu est soumis successivement à la stimulation giratoire et, après un intervalle de 20 minutes, à la stimulation pendulaire.

b) Animal : Le lapin est fixé sur un appareil de contention (le hamac de Monnier) qui est lui-même solidement amarré sur le fauteuil. Les épreuves se déroulent également dans le silence et l'obscurité.

6. Paramètres de la réponse nystagmique

Pour comparer les deux épreuves rotatoires, notre choix s'est porté sur le nystagmogramme fréquentiel.

L'expérience a montré jusqu'ici en électronystagmographie que, parmi les éléments quantitatifs de la réponse nystagmique, la fréquence était le paramètre le plus facile à prélever et le plus représentatif au cours des stimulations rotatoires.

Lors du Premier Symposium d'ENG de langue française (Montpellier 1966), consacré à l'épreuve pendulaire, Bassères, Guillen, Greiner et Picart ont proposé différentes représentations graphiques liant le nombre de secousses nystagmiques aux accélérations angulaires maximales. La courbe obtenue pour chaque oreille n'était cependant pas linéaire, mais d'allure approximativement exponentielle. Kaphan (1966) ayant démontré que le nombre de secousses nystagmiques, de même sens, enregistrées au cours d'une demi-période était proportionnel au logarithme de l'accélération angulaire maximale de la demi-période correspondante, il était dès lors possible d'obtenir une régression linéaire et de déterminer la réactivité vestibulaire globale, pour chaque oreille, par une droite.

Cette méthode nouvelle d'analyse a été étudiée par l'école marseillaise, en particulier par Kaphan (1966, 1970) Hénin (1967, 1968) et Harter-Nicolaï (1969) puis progressivement adoptée par la plupart des centres pratiquant l'épreuve pendulaire.

En clinique, le nystagmogramme fréquentiel s'effectue de la manière suivante : en reportant sur un diagramme semi-logarithmique les fréquences moyennes par demi-période ou le nombre de secousses nystagmiques par 10 secondes (en ordonnée) et les accélérations angulaires maximales correspondantes (en abscisse) on obtient une série de points expérimentaux qui s'inscrivent autour d'une droite. En rejoignant les points entre eux, ou mieux en traçant approximativement cette droite passant le plus près des points (droite de régression), l'on obtient un aperçu global de la réaction vestibulaire au cours de toute la stimulation sinusoïdale amortie.

Pour améliorer la précision des résultats et tester la validité de ces droites, Hénin, Demard, Fondarai et coll. (1967) ont proposé l'utilisation de l'ordinateur. La droite de régression peut dès lors être définie au moyen des quatre paramètres suivants :

- la pente de la droite qui teste la sensibilité ou "adaptabilité" du système nystagmogène,
- l'intersection avec l'axe des ordonnées,
- le seuil calculé à 1 Hz,
- le seuil calculé théorique à 0

Il est à noter que la constatation faite par Kaphan rejoint la loi générale de physiologie de Weber-Fechner. Appliquée à la stimulation vestibulaire, elle s'exprime en disant que la fréquence est proportionnelle au logarithme de l'accélération. Ce procédé d'analyse a donc été adapté à l'épreuve giratoire liminaire (voir Fig. 4) et servira de dénominateur commun à l'analyse comparative.

Par ailleurs, pour juger de la symétrie des réponses gauches et droites, l'on analysera également la durée du nystagmus post-rotatoire à l'épreuve giratoire et le nombre total de secousses à l'épreuve pendulaire.

NYSTAGMOGRAMME FREQUENTIEL GIRATOIRE

REPONSE,
fréquence nystagmique

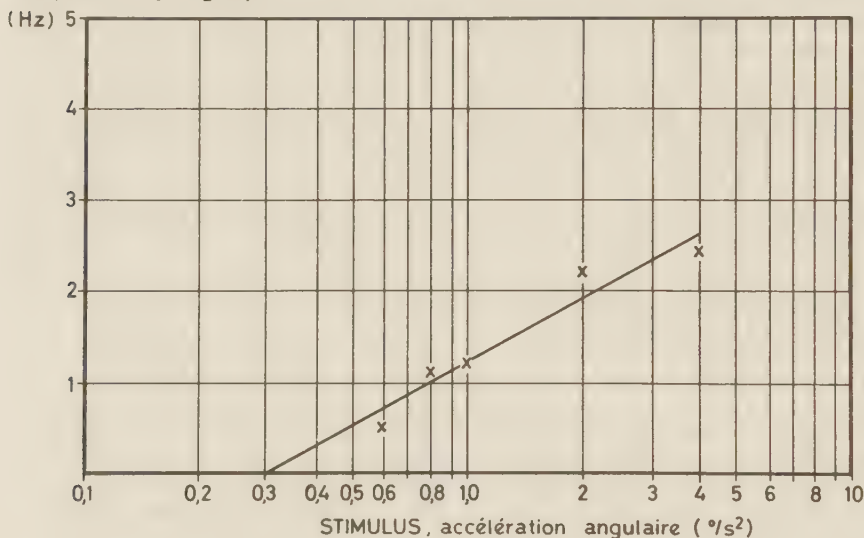


Fig. 4 : Nystagmogramme fréquentiel adapté à l'EGL.
Exemple de droite de régression calculée pour le côté gauche. Les valeurs des seuils calculés à 0 et à 1 Hz sont ici respectivement de $0,3^0/s^2$ et $0,8^0/s^2$.

Dépouillement et traitement des données :

A l'épreuve pendulaire, les notations du nombre de secousses par unité de temps sont effectuées pour toutes les demi-périodes, gauches et droites, depuis le début de la stimulation jusqu'à la disparition des secousses. L'unité de temps est de 10 secondes.

A l'épreuve giratoire, nous avons choisi de prélever systématiquement le nombre de secousses au niveau des dix dernières secondes de la stimulation, ceci pour chaque accélération ou décélération, en sens horaire ou anti-horaire.

Après interprétation des tracés, tous les points du couple stimulation-réponse sont d'abord reportés sur un diagramme semi-logarithmique et rejoints entre eux. A l'épreu-

ve giratoire liminaire, les droites de régression sont tracées approximativement pour permettre une première évaluation clinique des seuils.

L'ensemble des valeurs est ensuite transcrit sur cartes perforées et traité par ordinateur CDC 3 800 selon un programme en Fortran établi par notre Laboratoire.

Une fois les résultats des différents paramètres obtenus, l'on pourra tracer les droites de régression calculées sur un diagramme semi-logarithmique en connaissant la validité et les limites de confiance des valeurs trouvées.

RESULTATS

I. SUJET NORMAL

L'étude a porté sur 40 sujets normaux répondant aux critères de normalité fixés, ce qui représente 80 oreilles testées. Agés de 18 à 32 ans, l'âge moyen de cette population est de 24 ans et comprend 22 femmes et 18 hommes.

Neuf autres individus, sans antécédents oto-neurologiques et cliniquement normaux, ont dû être écartés en raison de la découverte, sur les tracés ENG, d'un nystagmus spontané (3 cas), de salves (2) ou de dysrythmies importantes (4).

La répartition des groupes de sujets en fonction des schémas de stimulation peut se résumer comme suit :

Groupe A - sujets N°. 1 à 15 : stimulation pendulaire à 20 périodes

Groupe B - sujets N°. 16 à 40 : stimulation pendulaire à 15 périodes

Sujets N°. 1 à 30 : stimulations giratoires comprises entre $0,8^{\circ}/s^2$ et $4,0^{\circ}/s^2$

Sujets N°. 31 à 40 : stimulations giratoires comprises entre $1,0^{\circ}/s^2$ et $6,0^{\circ}/s^2$

1. Epreuve giratoire liminaire

Les différentes étapes utilisées dans la présente étude permettant d'aboutir aux droites de régression calculées sont illustrées au moyen du cas No. 32 (voir fig. 5 à 8).

EPREUVE GIRATOIRE LIMINAIRE.

ENG 3786 Mme B.

SUJET NORMAL N° 32

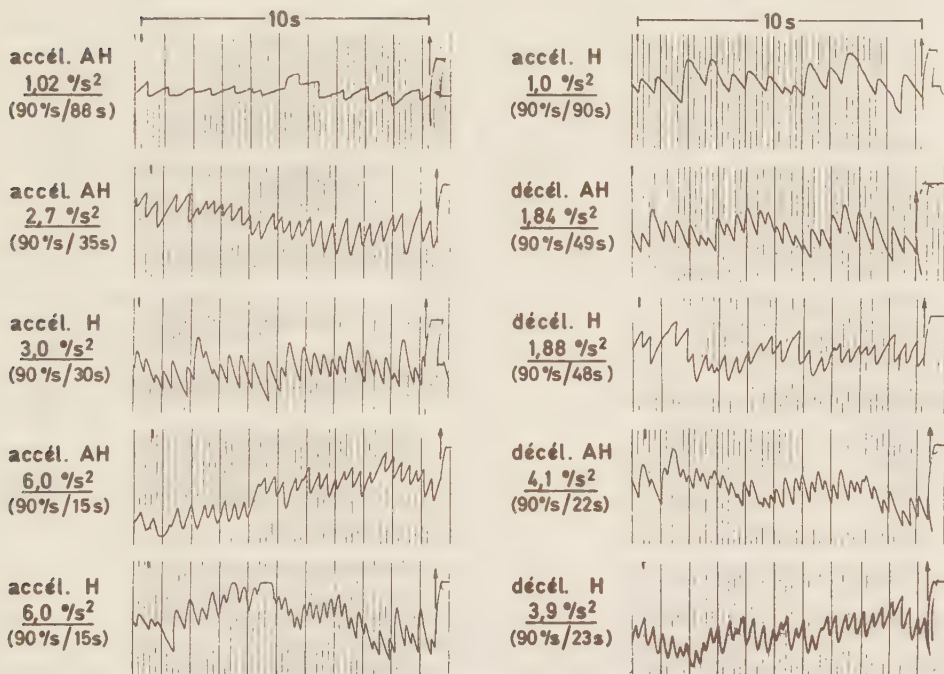


Fig. 5 : Réponses nystagmiques obtenues aux dix dernières secondes de chaque stimulation giratoire. La flèche verticale indique la fin de la stimulation et correspond, en cas d'accélération, au début du palier et, lors de la décélération, à l'arrêt du fauteuil. La fréquence moyenne (Hz) pour chaque stimulation giratoire s'obtiendra en divisant le nombre de secousses nystagmiques par l'unité de temps qui est de 10 secondes.

NYSTAGMOGRAMME FREQUENTIEL GIRATOIRE.

ENG. N° 3786 Mme B.

SUJET NORMAL N° 32

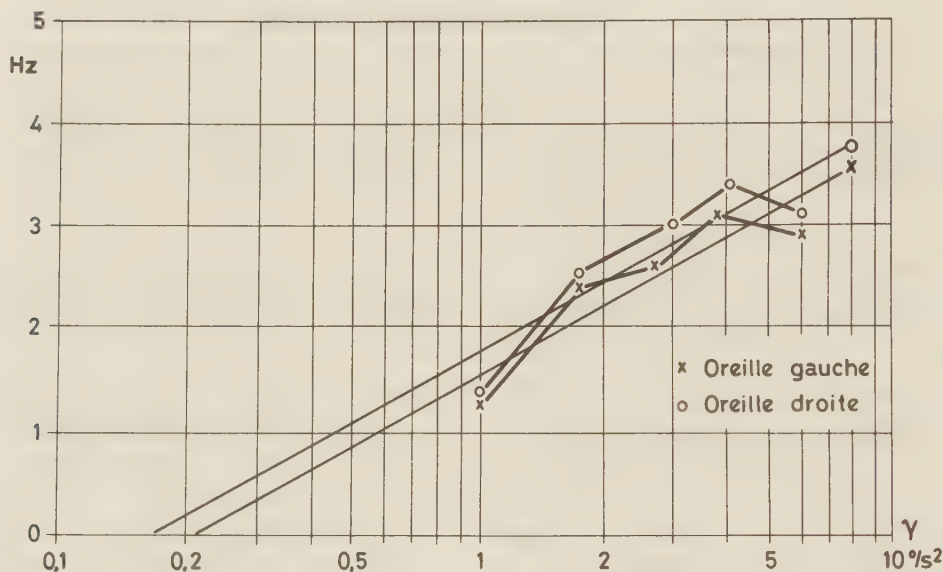


Fig. 6 : Première appréciation clinique de l'adaptabilité du système nystagmogène pour les deux oreilles. Les fréquences moyennes (en ordonnée) et les valeurs de l'accélération angulaire correspondante (en abscisse) étant connues, les points expérimentaux gauches et droits peuvent être reportés sur un diagramme semi-logarithmique. Les points étant peu nombreux à l'EGL., il est possible de tracer grossièrement, pour chaque côté, une droite de régression qui renseignera le clinicien approximativement sur l'allure des pentes des droites de régression et les valeurs du seuil à 0 et à 1 Hz (voir Tables 5 et 7). (Dans le but de faciliter l'interprétation des résultats, il est d'usage d'attribuer la réponse nystagmique à l'une des deux oreilles plutôt que de parler de secousses battant à gauche ou à droite).

A DROITE -----

GAUCHE

ACCELERATIONS			FREQUENCIES		
N	LOG	V. V	N	LOG	V. V
1	0.000	1.000	1	1.30	1.20
2	0.255	1.800	2	2.50	2.40
3	0.477	2.700	3	3.60	2.60
4	0.613	3.400	4	4.60	3.10
5	0.728	4.000	5	5.50	3.50
6	0.820	4.500	6	6.30	3.90
7	0.898	4.900	7	7.00	4.30
8	0.963	5.200	8	7.60	4.70
9	1.018	5.400	9	8.10	5.00
10	1.065	5.600	10	8.50	5.30
11	1.105	5.700	11	8.90	5.50
12	1.140	5.800	12	9.20	5.70
13	1.170	5.900	13	9.50	5.80
14	1.196	6.000	14	9.70	5.90
15	1.219	6.000	15	9.90	6.000

PENTE DE LA DROITE DE RÉGRESSION.	2.465
ESTIMATION DES ERREURS PROBABLES.	0.650
INTERVALLE DE CONFIANCE 95P CENT.	1.529
INTERSECTION AVEC L'AXE DES ORDONNÉES.	1.613
ESTIMATION DES ERREURS PROBABLES.	0.328
INTERVALLE DE CONFIANCE 95P CENT.	0.772

SEUILS CALCULES.

A 14Z EN LOG	-0.6545
A 14Z EN V-V	0.2216
A 0 EN LOG	-0.2488
A 14Z EN V-V	0.5639
A 24Z EN LOG	0.1569
24Z EN V-V	1.4351

INTERVALLE DE CONFIANCE A 95P CENT
DES SEUILS CALCULES

DES SEVILS CALCULES

LES SEUILS CALCULÉS	
A 0 EN LOG	-0.133
A 0 EN V-V	0.735
A 14Z EN LOG	3.800
A 14Z EN V-V	0.104
A 14Z EN LOG	1.271
A 24Z EN LOG	0.368
A 24Z EN V-V	-1.346
A 24Z EN LOG	2.442
A 24Z EN V-V	-6.301

LES POINTS DE REGRESSION DROITE ET GAUCHE NE DIFFERENT PAS SIGNIFICATIVEMENT TEST A 95P CENT CONDITIONNELLEMENT VALEURS F

TEST 95P CENT CONDITIONNEMENT F
F= 1.075

Fig. 7 : Les résultats de l'épreuve giratoire sont fournis par l'ordinateur sous la forme d'un listing. Les valeurs des quatre paramètres sont obtenues en valeur vraie (V.V.) et en logarithme pour chaque côté. Leurs intervalles de confiance sont calculés. Deux tests recherchent, par ailleurs, si les droites de régression se croisent ou non et si leur pente diffère significativement ou pas.

NYSTAGMOGRAMME GIRATOIRE.

ENG N° 3786 Mme B.

SUJET NORMAL N° 32

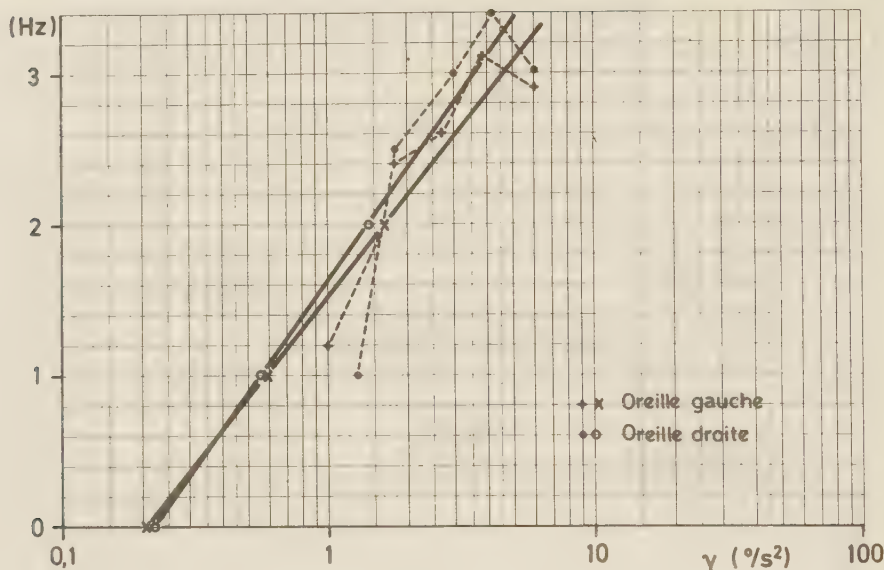


Fig. 8 : Les deux droites de régression calculées par l'ordinateur (voir Fig. 7) et correspondant aux réponses gauches et droites, sont pratiquement confondues. Les pentes ne diffèrent pas significativement et les valeurs du seuil à 0 et à 1 Hz sont identiques. Il est à noter que la fréquence moyenne est plus faible à $6,0^{\circ}/s^2$ qu'à $4,0^{\circ}/s^2$. Ce point à $6,0^{\circ}/s^2$ entraîne donc une modification de la pente dans le sens que les valeurs des seuils ont tendance à être légèrement plus bas à 0 et dans une moindre mesure à 1 Hz.

Ce phénomène a été relevé dans 14 droites de régression sur 20 dans la série des sujets No. 31 à 40 soumis à une stimulation giratoire de $6,0^{\circ}/s^2$.

Table 2 : Histogrammes des 4 paramètres giratoires.

Groupes A et B = 40 sujets.

(Les chiffres composant ces histogrammes représentent les 40 sujets.

Les numéros soulignés correspondent au côté gauche).

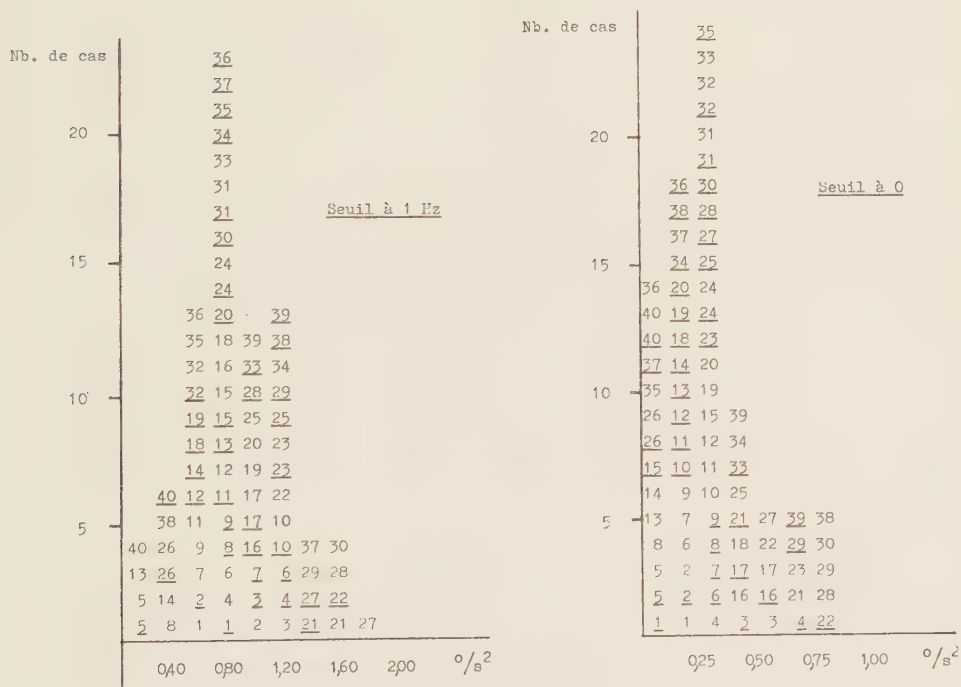
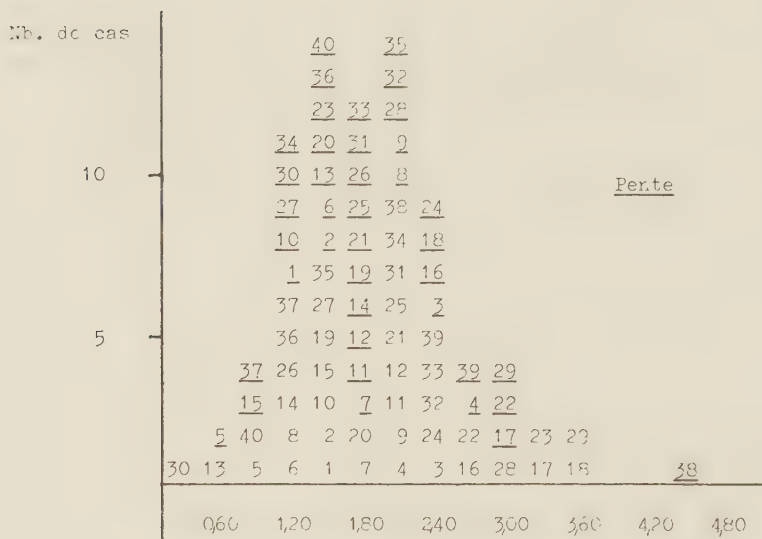
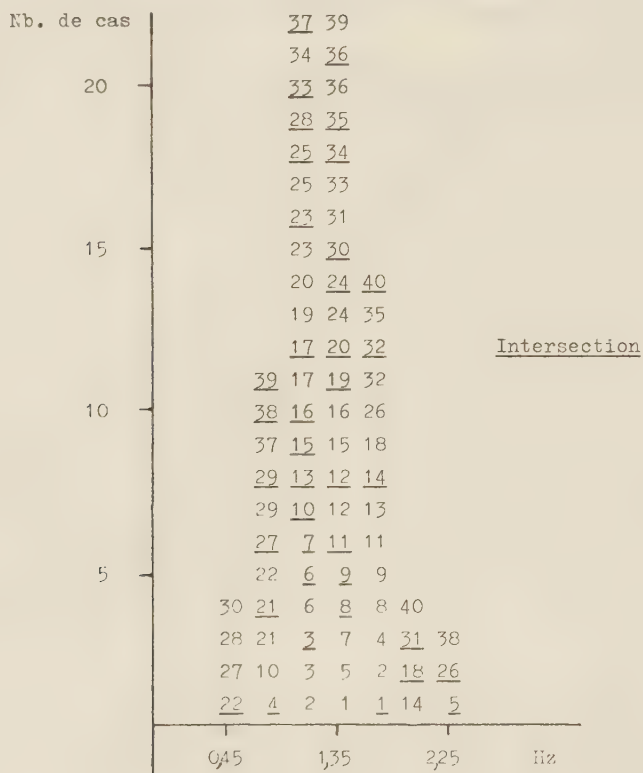


Table 2 : Histogrammes des 4 paramètres giratoires. (suite)

EPREUVES GIRATOIRES (groupe A)

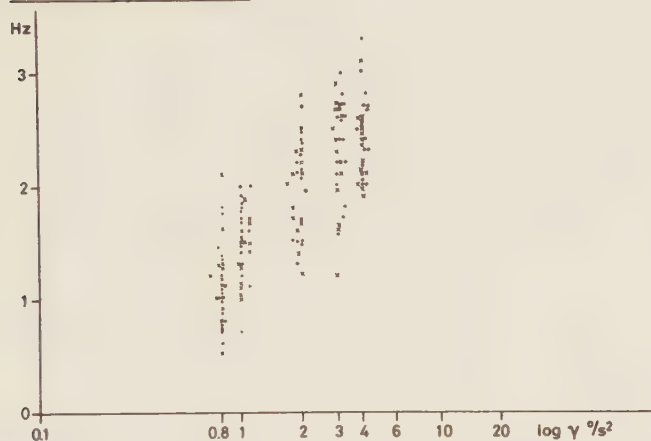


Fig. 9 : Relation liant les fréquences moyennes (en ordonnée) aux accélérations angulaires constantes (en abscisse). Groupe A = 15 cas.

EPREUVES GIRATOIRES (groupe B)

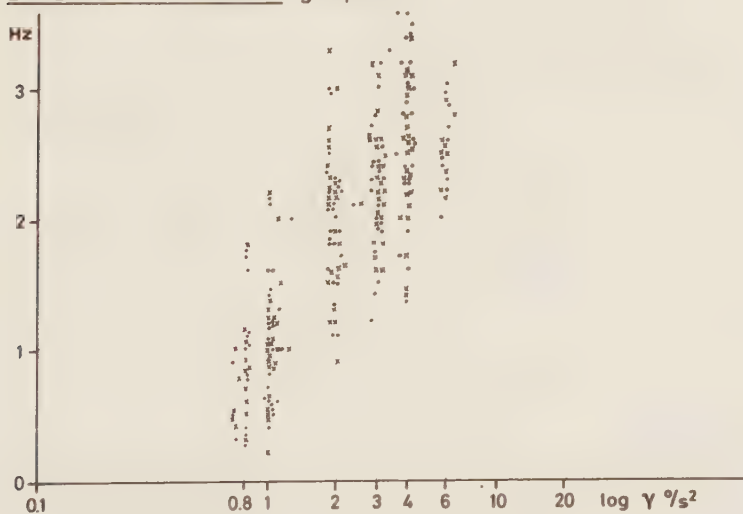


Fig. 10 : Relation liant les fréquences moyennes (en ordonnée) aux accélérations angulaires constantes (en abscisse). Groupe B = 25 cas.

Table 3 : Valeurs moyennes des paramètres (Epreuves giratoires).

		Moyenne	EQM	Coefficient de variation
Intersection * (IG)	A	1,38	0,29	20,87
	B	1,21	0,42	34,62
Pente (PG)	A	1,68	0,47	28,11
	B	2,25	0,77	34,37
Seuil à 1 Hz (S1G)	A	0,61	0,28	45,68
	B	0,85	0,36	42,01
Seuil à 0 (S0G)	A	0,17	0,09	56,67
	B	0,32	0,18	56,57

Les variations enregistrées entre les valeurs des deux groupes A et B sont en fait normales. Il s'agit d'évaluer une population au travers de divers échantillonnages. Les valeurs moyennes et leurs écarts quadratiques moyens (EQM) sont donc des valeurs aléatoires.

* Voir code des abréviations en Annexe

Table 4 : Coefficients de corrélation linéaire

	IG	PG	S1G
PG	A: -0,27		
	B: -0,24		
S1G	-0,91	0,48	
	-0,93	0,26	
S0G	-0,69	0,79	0,85
	-0,82	0,63	0,84

Pour définir une droite de régression, il faut choisir deux paramètres. En se basant sur l'analyse des coefficients de variation, l'on constate que le seuil à 0 (S0G) a une plus grande variabilité que les trois autres paramètres. Ceci s'explique, d'une part, par nos mesures qui s'échelonnent entre $0,8^0/s^2$ et $6^0/s^2$ et, d'autre part, par la réponse moyenne qui est généralement supérieure à 0,6 Hz pour une accélération de $1^0/s^2$. Le centre de gravité des points servant à tracer une droite est de ce fait très écarté de la zone du seuil à 0, ce qui a pour effet d'amplifier considérablement les variations de ce seuil.

Quant aux trois paramètres restants, leur distribution est très satisfaisante. L'intersection (IG) présente une variabilité environ égale à celle du seuil à 1 Hz (S1G). Cela se comprend puisque les valeurs de ces deux paramètres se trouvent être très rapprochées sur la droite de régression. En cas de variations de la droite, les valeurs des points respectifs ne se modifieront que peu l'une par rapport à l'autre. Le coefficient de variation entre l'intersection et le seuil à 1 Hz donne une valeur globale très élevée. L'on peut en déduire que ces deux paramètres varieront de manière similaire. A valeur égale, la préférence est donnée au seuil à 1 Hz, plutôt qu'à l'intersection. Ce seuil à 1 Hz calculé à l'avantage d'être comparé au seuil clinique à 1 Hz, couramment utilisé dans la pratique de l'épreuve giratoire liminaire et qui a été défini par Montandon (1965). Bien que nettement moins bien corrélée, la pente a été retenue comme deuxième paramètre, dans le but de perdre le moins d'informations découlant des droites de régression.

Table 5 : Comparaison des différents seuils à 1 Hz (en $^{\circ}/s^2$)

Seuils à 1 Hz	Moyenne	EQM	Coefficient de variation
Observés sur les tracés ENG 1)	A: 1,03	0,33	33,0
	B: 0,99	0,39	39,12
Prélevés sur les Nystagmogrammes cliniques 2)	0,76	0,32	41,82
	1,01	0,41	40,64
Calculés par l'ordinateur	0,61	0,28	45,68
	0,85	0,36	42,01

- 1) Le seuil à 1 Hz est obtenu à l'aide de la droite de régression ajustée approximativement aux points expérimentaux sur le nystagmogramme fréquentiel clinique (voir Fig. 6).
- 2) Il s'agit du seuil nystagmique de fréquence stable tel qu'il a été défini par Montandon, Russbach (1955) et Fumeaux (1958). Ce seuil d'observation correspond, dans l'épreuve giratoire liminaire, à la valeur du stimulus qui entretient une fréquence nystagmique stable de 1 secousse par seconde (1 Hertz). Son évaluation se fait également au niveau des dix dernières secondes précédant le palier ou l'arrêt du fauteuil.

Table 6 : Coefficient de corrélation

	Observés sur les tracés ENG	Prélevés sur les Nystagmogrammes cliniques
Prélevés sur les Nystagmogrammes cliniques	A: -0,33 B: 0,53	
Calculés par l'ordinateur	-0,26 0,48	0,88 0,74

Les seuils à 1 Hz obtenus à l'aide des droites de régression tracées approximativement sur le nystagmogramme clinique et ceux calculés par l'ordinateur sont très bien corrélés dans les deux groupes de sujets A et B.

Quant au seuil nystagmique de fréquence stable observé sur les tracés ENG, l'on constate que les valeurs moyennes sont très rapprochées. Ceci confirme la constance de ce paramètre très utilisé en clinique.

Table 7 : Comparaison des seuils giratoires théoriques à 0 (en $^{\circ}/s^2$)

Seuils à 0	Moyenne	EQM	Coefficient de variation
Prélevés sur les Nystagmogrammes cliniques	A: 0,35 B: 0,41	0,18 0,19	51,11 47,32
Calculés par l'ordinateur	0,17 0,32	0,09 0,18	56,67 56,57

(coeff. de corrélation : A = 0,29 ; B = 0,72)

Table 8 : Comparaison de la durée du nystagmus post-rotatoire (en secondes)

	Moyenne	EQM	Coefficient de variation
Côté gauche	A: 41,46 B: 42,29	8,38 9,30	21,04 22,43
Côté droit	41,07 40,56	7,99 8,62	20,18 21,24
Somme des côtés gauches et droits	41,26 41,48	8,18 9,01	19,83 21,73

Les valeurs trouvées ci-dessus permettent de conclure à une symétrie parfaite de la durée des nystagmus post-rotatoires gauches et droits.

2. Epreuve pendulaire

Les différentes analyses effectuées sont illustrées à l'aide des documents provenant du même cas No. 32 (voir fig. 11 à 14).

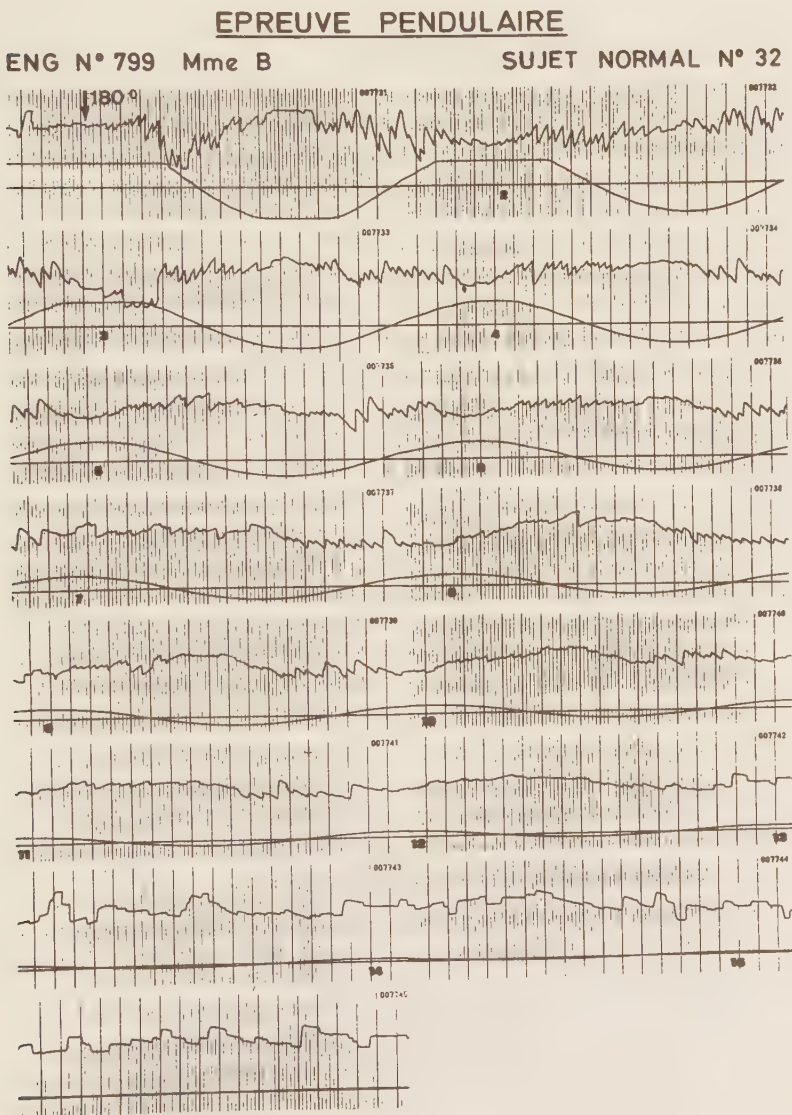


Fig. 11 : Réponses nystagmiques durant une stimulation sinusoidale amortie en 15 périodes.

NYSTAGMOGRAMME PENDULAIRE.

ENG. N° 799 Mme B.

SUJET NORMAL N° 32

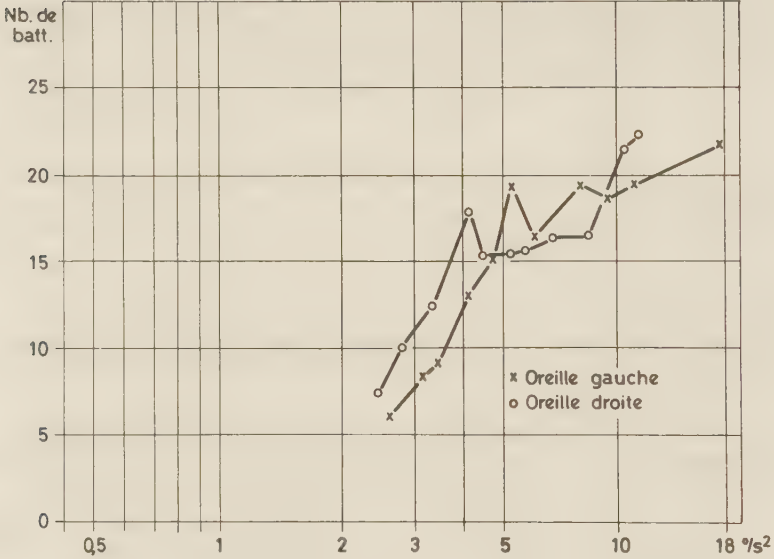


Fig. 12 : Diagramme semi-logarithmique représentant les variations du nombre de secousses nystagmiques par demi-période (en ordonnée) en fonction de l'accélération maximale du cadre (en abscisse).

Les points expérimentaux obtenus pour chaque côté représentent environ le double à l'épreuve pendulaire de ceux de l'EGL. Il est donc évident que vouloir tracer les droites de régression approximatives, sans passer par l'ordinateur, est illusoire et sans valeur pratique. Cette représentation graphique effectuée immédiatement après lecture du tracé ENG, permet néanmoins une évaluation correcte et rapide de la symétrie des réponses vestibulaires.

[illegible]

Fig. 13 : Listing comprenant, en haut, les valeurs du couple stimulation-réponse pour chaque demi-période et, en dessous, les résultats et les limites de confiance pour les quatre paramètres, selon le même schéma que pour l'EGL (voir Fig. 7).

NYSTAGMOGRAMME PENDULAIRE.

ENG N° 799 Mme B.

SUJET NORMAL N° 32

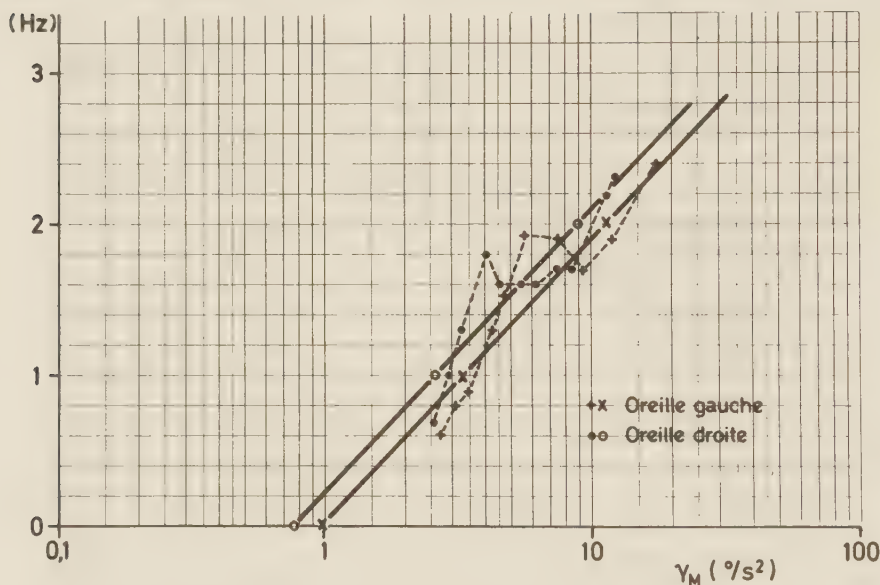


Fig. 14 : Nystagmogramme fréquentiel pendulaire. Les deux droites de régression calculées par l'ordinateur sont quasiment confondues et leur pente ne diffèrent pas significativement entre elles. La faible dispersion des points expérimentaux autour des droites de régression souligne la fiabilité de ces dernières.

En comparant ces deux droites de régression à celles obtenues pour le même sujet à l'épreuve giratoire (voir Fig. 8), l'on constate qu'à l'épreuve pendulaire, les pentes sont plus faibles et les seuils à 0 et 1 Hz élevés. Par contre, dans les deux épreuves, l'on peut noter chez ce sujet, une parfaite symétrie des réponses gauches et droites avec une très discrète prédominance directionnelle du côté droit.

Table 9 : Histogrammes des 4 paramètres pendulaires.

Groupes A et B = 40 sujets.

(Les chiffres composant ces histogrammes représentent les 40 sujets.
Les numéros soulignés correspondent au côté gauche).

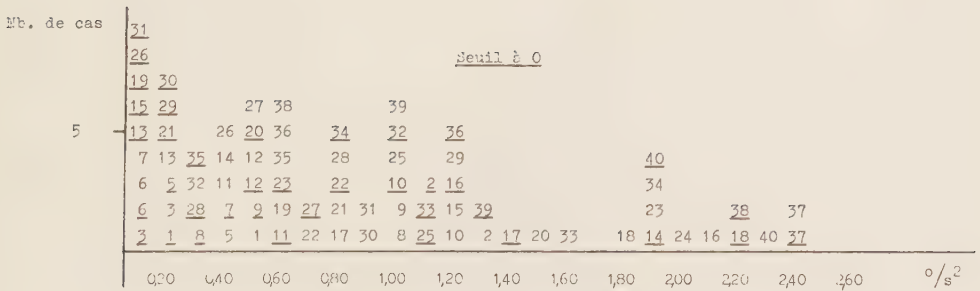
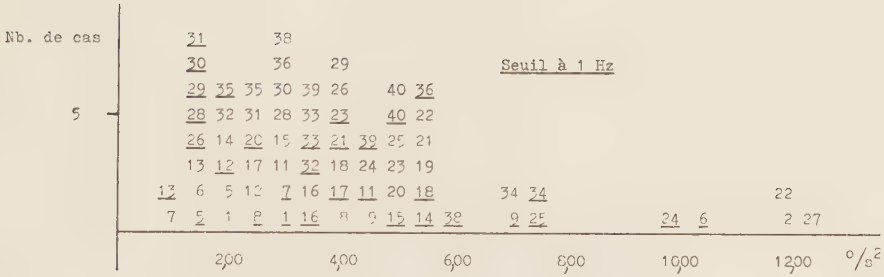
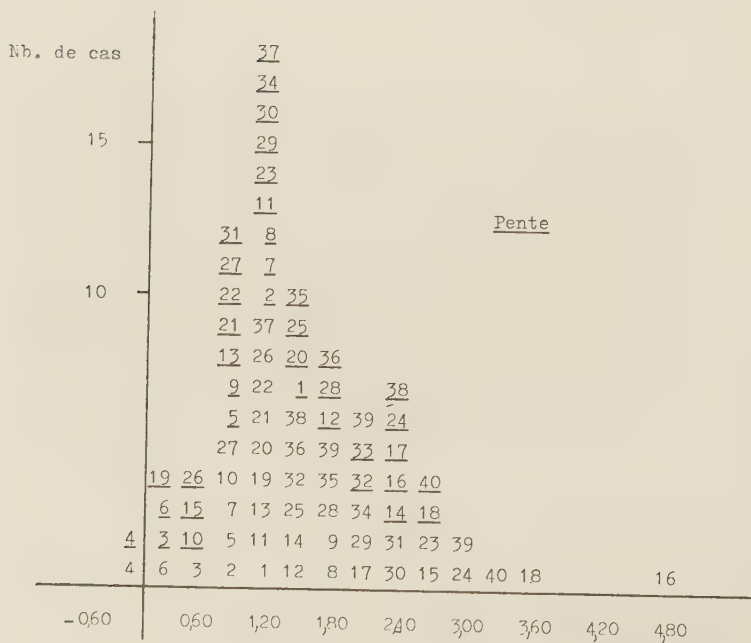
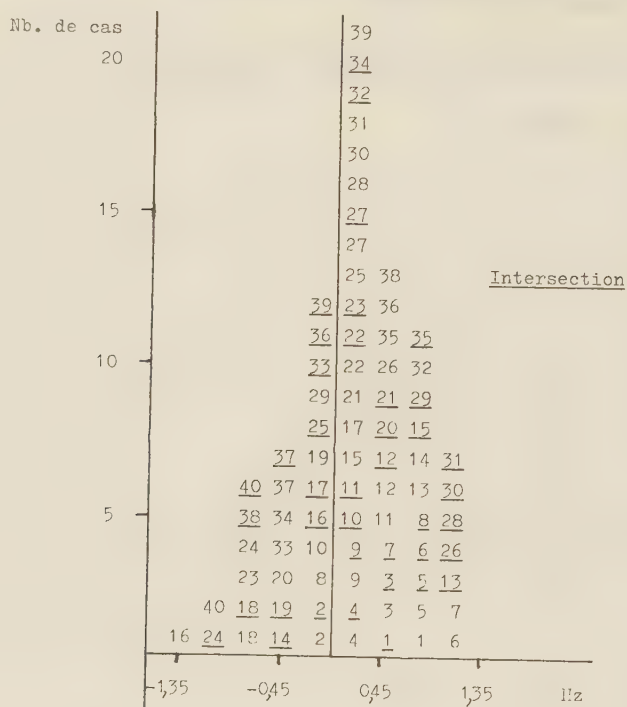


Table 9 : Histogrammes des 4 paramètres pendulaires. (suite)

EPREUVES PENDULAIRES (groupe A)

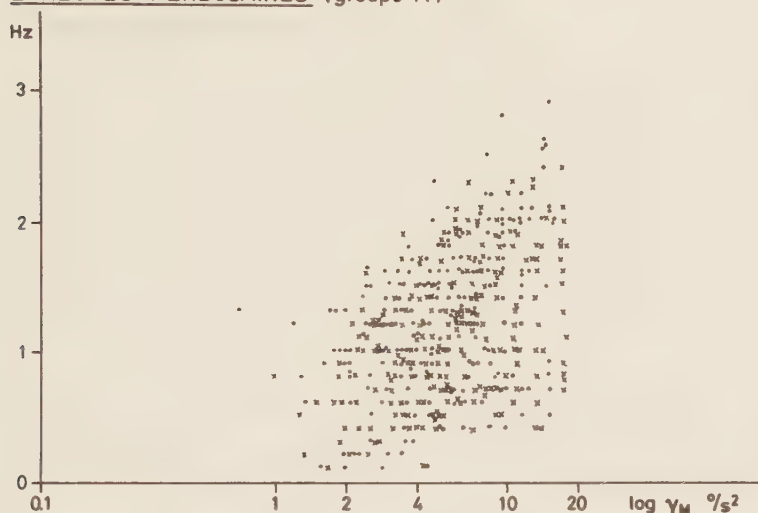


Fig. 15 : Relation liant les fréquences moyennes (en ordonnée) aux accélérations angulaires maximales (en abscisse). Groupe A = 15 cas.

EPREUVES PENDULAIRES (groupe B)

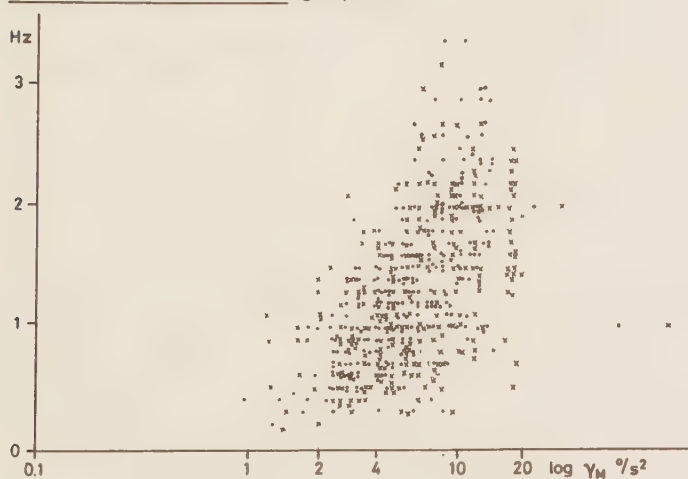


Fig. 16 : Relation liant les fréquences moyennes (en ordonnée) aux accélérations angulaires maximales (en abscisse). Groupe B = 25 cas.

Table 10 : Valeurs moyennes des paramètres (Epreuve Pendulaire).

		Moyenne	EQM	Coefficient de variation
Intersection* (IP)	A	0,45	0,42	92,28
	B	0,001	0,59	--
Pente (PP)	A	1,05	0,54	51,36
	B	1,74	0,81	46,60
Seuil à 1 Hz (S1P)	A	9,28	15,13	163,04
	B	4,32	2,74	63,36
Seuil à 0 (S0P)	A	0,52	0,47	91,25
	B	1,02	0,70	69,18

* Voir code des abréviations en Annexe.

Table 11 : Coefficients de corrélation linéaire

	IP	PP	S1P
PP	A: -0,46		
	B: -0,81		
S1P	-0,42	-0,37	
	-0,33	-0,16	
S0P	-0,93	0,57	0,26
	-0,96	0,74	0,30

L'intersection (IP) et le seuil à 0 (S0P) sont très fortement corrélés dans les deux groupes. La corrélation entre le seuil à 1 Hz (S1P) et l'intersection, par contre, est notablement plus faible. Ceci pourrait s'expliquer par le fait qu'en moyenne, sur la droite de régression, le point d'intersection est de 4 à 10 fois plus près du seuil à 0 que de celui du seuil à 1 Hz. De là découlent également les corrélations similaires que l'on observe entre ces deux paramètres et les paramètres restants.

Par contre, la distribution des valeurs-seuils, tant à 0 qu'à 1 Hz, est relativement moins satisfaisante. L'analyse effectuée séparément pour les deux groupes a montré que l'allure générale des droites de régression avait tendance à décroître plus faiblement dans la série à 20 périodes (A) que dans celle à 15 périodes (B). De ce fait, les valeurs du seuil à 1 Hz et de l'intersection se trouvent être plus élevées, tandis que celles du seuil à 0 et de la pente sont plus faibles. Dans ce cas, les plus grandes

variations sont relevées pour le seuil à 1 Hz étant donné que les pentes des droites de régression ont la tendance à devenir horizontales.

Table 12 : Nombre total des secousses nystagmiques

		Moyenne	EQM	Coefficient de variation
A	Côté gauche	169,39	54,27	32,04
	Côté droit	182,36	60,98	33,44
B	Côté gauche	141,61	45,85	32,38
	Côté droit	142,00	33,71	23,74

L'intérêt de ce paramètre en clinique est de permettre l'évaluation de la symétrie des réponses et de confirmer une éventuelle prédominance directionnelle.

Pour l'ensemble des sujets du groupe A, à 20 périodes, l'on note un nombre total de secousses un peu plus élevé du côté droit, tandis que dans le groupe B, à 15 périodes, les réponses sont parfaitement symétriques.

Valeurs du seuil descendant observé à l'épreuve pendulaire

Selon la définition de Greiner et coll. (1969) et Montandon (1970), le seuil du stimulus efficace, pour le seuil descendant, correspond à la disparition du signal nystagmique. Il se situe entre la dernière demi-période qui entraîne une réponse nystagmique et la suivante, infra-liminaire, où il n'y a plus de secousse nystagmique. Pour Greiner et coll. (1969), la valeur normale de ce seuil descendant, observé sur le tracé, est comprise entre 0,5 et $1,5^{\circ}/s^2$.

Dans nos deux séries A + B, il ne nous a pas été possible de déterminer une valeur moyenne du seuil descendant.

Dans le groupe A, à 20 périodes, le tracé devient généralement ininterprétable au-delà de la 14^e ou 15^e période et, dans le groupe B, à partir de la 11^e ou 12^e. A ces niveaux, le comptage des secousses nystagmiques devient en effet très délicat en raison de la faible amplitude des secousses et de l'interférence des clignements de paupières (voir Fig. 11). Comme Morgon et coll. (1970), nous avons donc renoncé à la quantification de ce paramètre.

3. Analyse comparative

a) Droites de régression

Les pentes des deux droites de régression renseignant le clinicien sur la sensibilité ou réflectivité des systèmes nystagmogènes, gauche et droit, l'on a comparé, individuellement, les droites obtenues aux deux épreuves rotatoires. Qu'il s'agisse d'un parallélisme entre elles ou d'une prédominance d'un côté par rapport à l'autre; à l'une des deux épreuves, l'on s'attend, en principe, à retrouver la même allure générale à l'autre épreuve.

Cette comparaison individuelle chez les 40 sujets a montré :

- une corrélation parfaite : 16 cas (40 %)
- une prédominance unilatérale conservée, mais nettement plus accentuée dans l'une des deux épreuves : 7 cas (22,8 %). Cette accentuation de la prédominance s'est signalée 5 fois à l'épreuve pendulaire et 2 fois à l'épreuve giratoire, (5 cas du groupe B).
- une prédominance unilatérale nettement inversée de côté, d'une épreuve à l'autre : 10 cas (25 %), dont 6 cas du groupe B.
- une droite de régression ou les deux franchissements pathologiques dans une épreuve, tandis qu'à l'autre les droites sont parfaitement normales : 7 cas (22,8 %) (voir Fig. 17). Dans cette série, les droites de régression sont plus ou moins horizontales, comme on le rencontre en pathologie, en cas de nystagmus spontané. Ce phénomène s'est retrouvé 6 fois à l'épreuve pendulaire et 2 fois à l'épreuve giratoire. Dans aucun cas il ne s'est manifesté simultanément aux deux épreuves. Enfin il est bilatéral chez 4 sujets et unilatéral dans 1 cas.

En admettant que les 40 sujets soient normaux (dans le cas contraire l'on ne devrait pas obtenir des droites de régression parfaitement normales dans l'une des deux épreuves) il est à relever que ces droites pathologiques se rencontrent le plus souvent dans le groupe A, où l'amortissement du pendule de torsion est réglé à 20 périodes.

Comme le signalent Van de Calseyde, Ampe et Depondt (1969) un amortissement prolongé entraîne des phénomènes de fatigue qui concernent essentiellement la stabilité des globes oculaires.

DROITES DE REGRESSION
PATHOLOGIQUES : 7 cas / 40

o DROITE
x GAUCHE

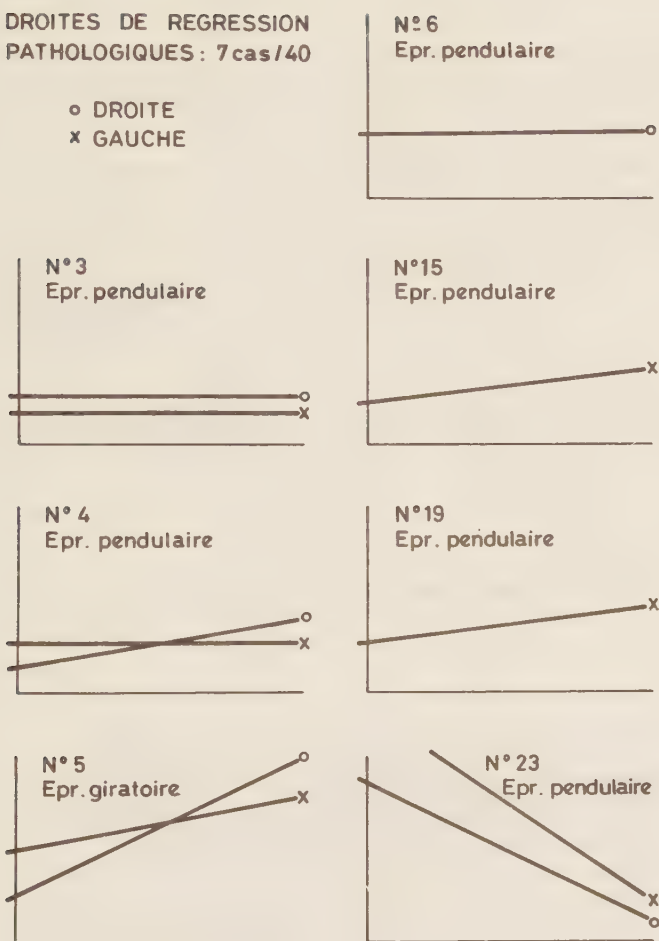


Fig. 17 : Exemples de cas divergents rencontrés à l'analyse comparative individuelle des droites de régression entre les deux épreuves rotatoires. Pour les 7 cas, les droites obtenues à l'autre épreuve furent normales.

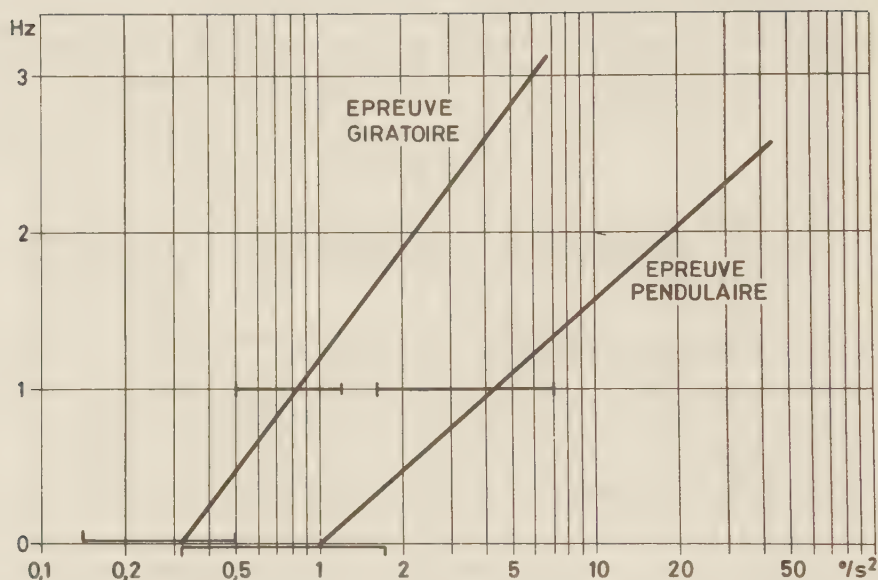


Fig. 18 : Pentas moyennes des droites de régression et zones de normalité des seuils à 0 et 1 Hz (25 sujets). Il est à noter que la dispersion asymétrique des écarts quadratiques moyens, de chaque côté de la droite de régression, est due à l'échelle semi-logarithmique. Comme on l'avait déjà relevé dans une étude préliminaire (Montandon, Huguenin, Lehmann et Rapp, 1971), les pentes des droites de régression sont nettement plus abruptes à l'épreuve giratoire et correspondent à des seuils beaucoup plus bas qu'à l'épreuve pendulaire.

Cette fatigue ajoutée aux clignements palpébraux, d'autant plus fréquents en fin d'examen que celui-ci est prolongé, gêne donc considérablement l'examineur dans l'interprétation des tracés aux dernières périodes. L'obtention d'une droite de régression presque horizontale peut donc s'expliquer par le fait que, d'une part, l'on perd des informations aux plus faibles stimulations (dès la 14^e ou 15^e période) et que, d'autre part, aux stimulations supra-liminales, la réponse nystagmique ne peut excéder, pour un sujet normal donné, un certain plafond fréquentiel qui se situe généralement vers 3 Hz (Lehmann, 1970).

Bien que l'on ait préconisé, lors du 1er Symposium d'ENG de langue française (1966) un amortissement du pendule de 15 à 20 périodes, les constatations faites ci-dessus tendent à démontrer que l'amortissement prolongé à 20 périodes est moins physiologique. Il fausse, par ailleurs, toute quantification fréquentielle globale.

b) Comparaison des paramètres giratoires et pendulaires

Pour les raisons qui viennent d'être énoncées ci-dessus (voir 3a), seul le groupe B a été retenu pour l'étude statistique comparative.

Table 13 : Valeurs moyennes et écarts quadratiques moyens obtenus chez 25 sujets normaux (groupe B).

Paramètres	Epreuve Giratoire	Epreuve Pendulaire
Intersection	1,21 (0,42)	0,001 (0,59)
Pente	2,25 (0,77)	1,74 (0,81)
Seuil à 1 Hz	0,85 (0,36)	4,32 (2,74)
Seuil à 0	0,32 (0,18)	1,02 (0,70)

A relever que les valeurs des seuils pendulaires calculés à 0 et 1 Hz sont environ 3 et 5 fois plus élevés que ceux obtenus à l'épreuve giratoire. Cette différence ressort encore plus nettement en comparant les pentes moyennes des droites de régression pour les deux épreuves (voir Fig. 18).

Comparaison des quatre paramètres giratoires et pendulaires pour l'ensemble du groupe B (25 sujets)

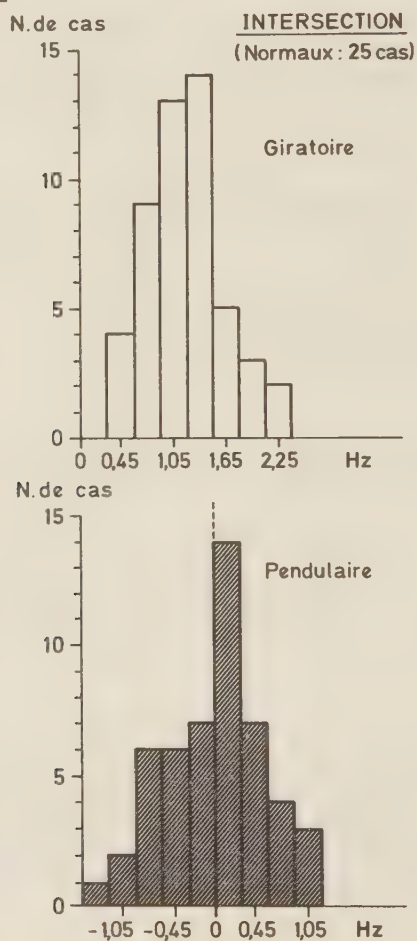


Fig. 19 : Intersection

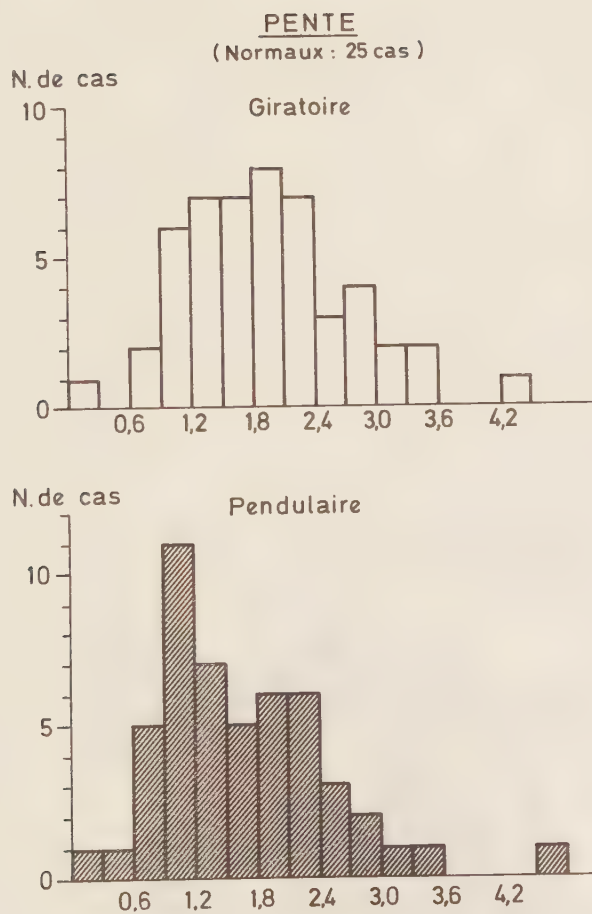


Fig. 20 : Pente des droites de régression

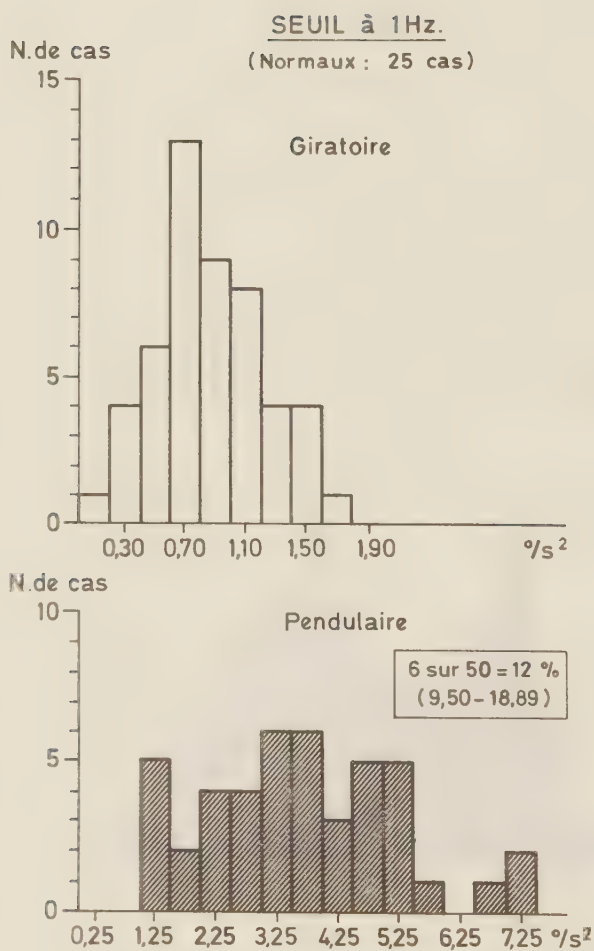


Fig. 21 : Seuil calculé à 1 Hz

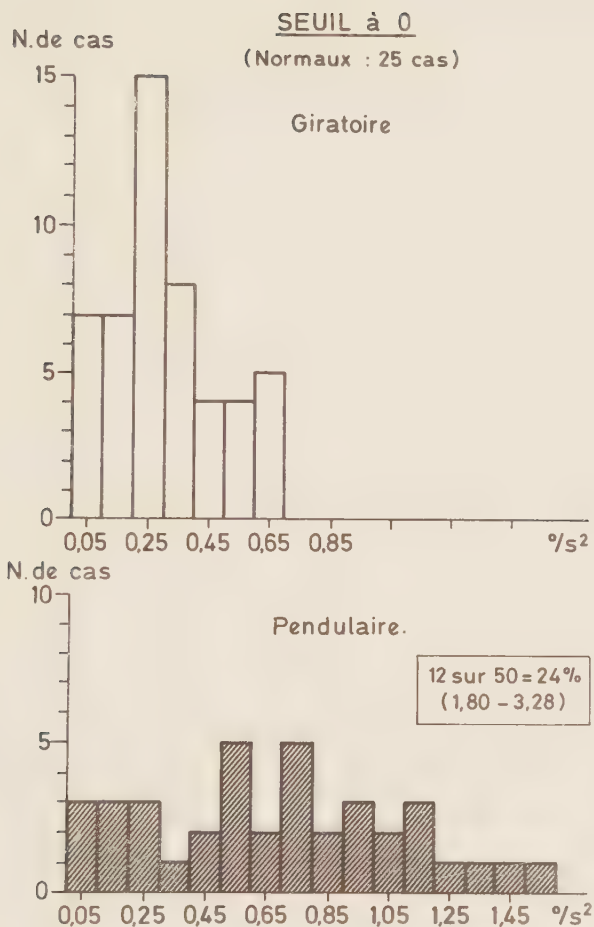


Fig. 22 : Seuil calculé théorique à 0

En comparant les histogrammes obtenus pour chaque paramètre aux deux épreuves rotatoires (voir Fig. 19-22). il apparaît que :

- l'intersection présente une distribution sensiblement gaussienne pour les deux épreuves, légèrement meilleure à l'épreuve giratoire.

- la pente, de par sa dispersion, est peu discriminative dans les deux épreuves. Les valeurs moyennes sont assez superposables.

- les seuils giratoires à 1 Hz et 0 présentent une distribution très homogène, en particulier le seuil giratoire à 1 Hz, dont l'allure est approximativement gaussienne. Par contre, pour les seuils pendulaires à 1 Hz et 0, l'on constate une dispersion très accusée. Les valeurs d'un certain nombre de cas se situent même au-delà de l'échelle des accélérations (indiquée en abscisse) et ce, plus particulièrement pour le seuil pendulaire à 0.

Table 14 : Coefficients de corrélation des quatre paramètres giratoires et pendulaires.

	IG	IP	PG	PP	S1G	S1P	S0G
IP	0,08 -0,04						
PG	-0,27 -0,24	-0,25 -0,30					
PP	-0,47 0,19	-0,46 -0,81	0,15 0,35				
S1G	-0,91 -0,93	-0,18 0,10	0,48 0,26	-0,39 -0,25			
S1P	-0,59 -0,39	-0,42 -0,33	0,18 -0,04	-0,37 -0,16	0,62 0,45		
S0G	-0,69 -0,82	-0,20 -0,07	0,79 0,63	-0,20 0,05	0,85 0,84	0,56 0,17	
S0P	0,003 0,07	-0,93 -0,96	0,12 0,31	0,57 0,74	0,08 -0,13	0,26 0,30	0,04 0,06

A l'examen des résultats obtenus par l'analyse (Table 14) des coefficients de corrélations des paramètres giratoires et pendulaires, l'on constate que les meilleures corrélations sont réalisées dans les 2 groupes avec : d'une part, le seuil à 1 Hz giratoire et pendulaire (S1G-S1P) et, d'autre part, dans une moindre mesure, avec l'intersection giratoire et le seuil à 1 Hz pendulaire (IG-S1P).

En tenant compte de la distribution des points, l'on peut considérer que les coefficients de corrélation sont adéquats.

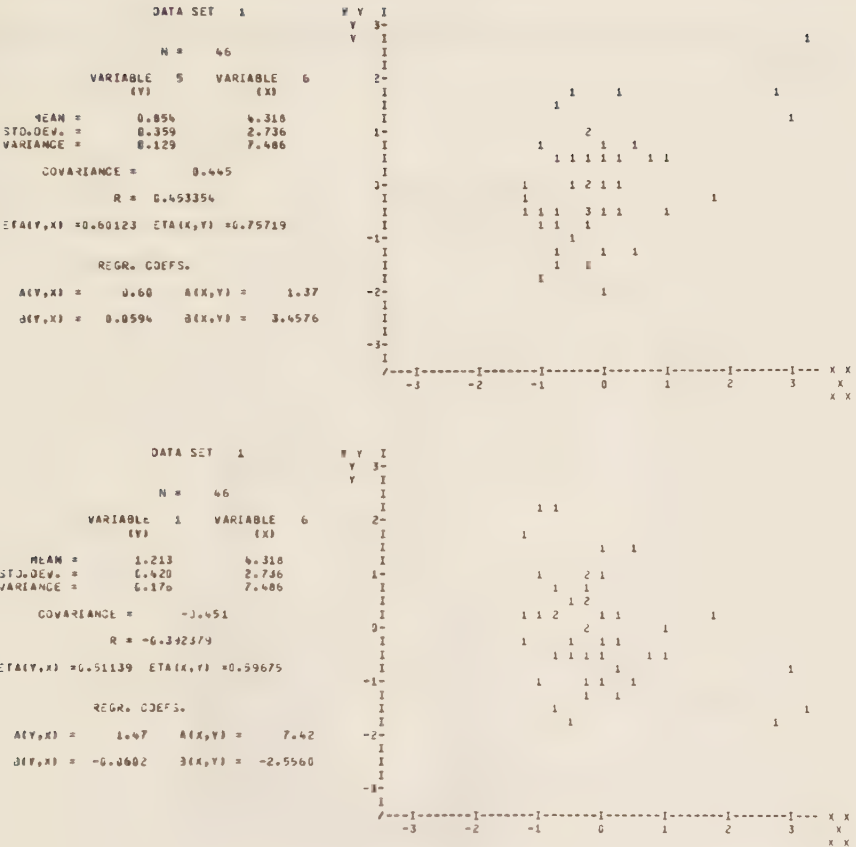


Fig. 23 : Graphiques représentant les deux meilleures corrélations entre l'épreuve giratoire et l'épreuve pendulaire.

En haut : le seuil à 1 Hz giratoire (S1G) et le seuil à 1 Hz pendulaire (S1P). En bas : l'intersection giratoire (IG) et le seuil à 1 Hz pendulaire (S1P).

(L'échelle des graphiques est centrée sur la moyenne et sa grandeur totale est de 4 δ (EQM)). Les variables giratoires sont en ordonnée et celles de l'épreuve pendulaire en abscisse).

II. ANIMAL

23 Lapins ont été testés au moyen des deux stimulateurs rotatoires et l'analyse comparative des réponses nystagmiques a été effectuée selon le même procédé informatique que celui adopté pour les sujets humains normaux.

a) Comparaison des quatre paramètres giratoires et pendulaires pour l'ensemble des 23 lapins

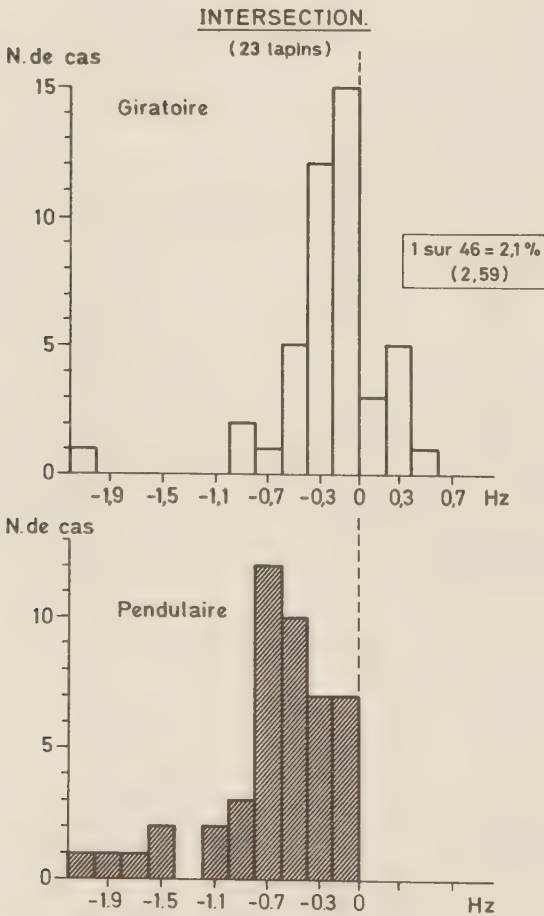


Fig. 24 : Intersection

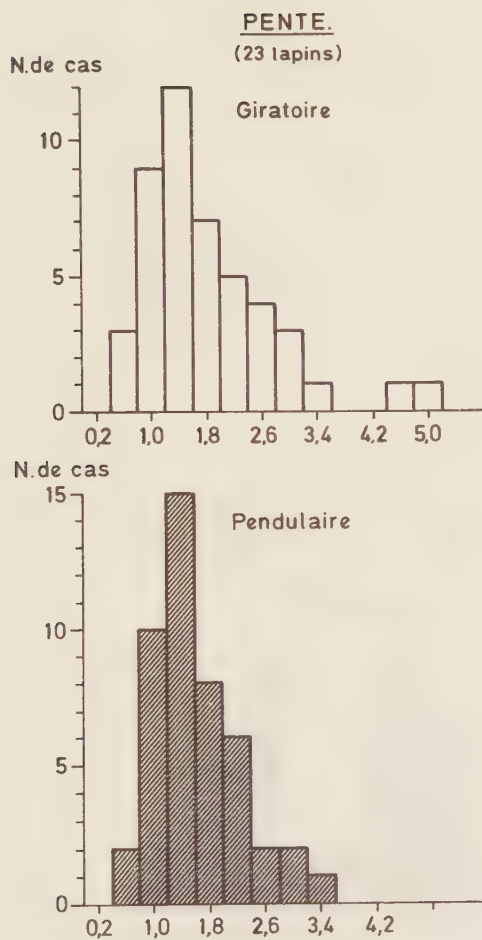


Fig. 25 : Pente des droites de régression

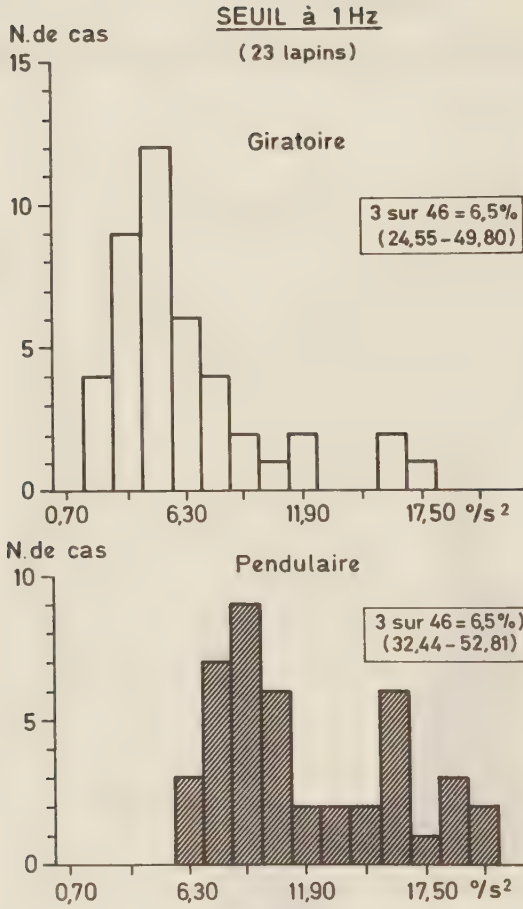


Fig. 26 : Seuil calculé à 1 Hz

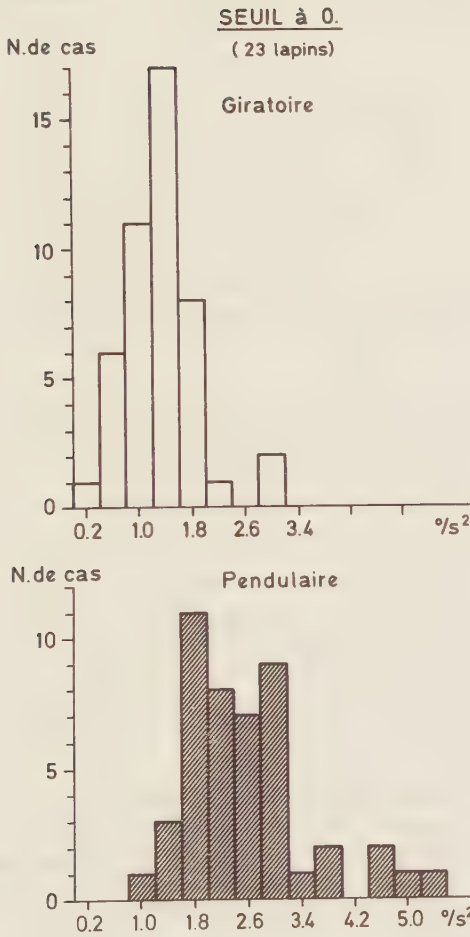


Fig. 27 : Seuil calculé théorique à 0

Les histogrammes (Fig. 24 à 27) démontrent que la distribution des valeurs des quatre paramètres est pratiquement identique dans les deux épreuves. Les dispersions les plus faibles sont réalisées pour le seuil giratoire à 0 et la pente à l'épreuve pendulaire.

A relever que la dispersion des valeurs aux seuils pendulaires à 0 et 1 Hz est beaucoup moins accusée que chez l'humain.

Table 15 : Valeurs moyennes des paramètres (Epreuve Giratoire).

	Moyennes	EQM	Coefficient de variation
Intersection (IG)	-0,28	0,54	0,29
Pente (PG)	1,84	0,93	0,86
Seuil à 1 Hz (S1G)	8,42	9,36	87,67
Seuil à 0 (S0G)	1,36	0,54	0,29

Table 16 : Coefficients de corrélation linéaire

	IG	PG	S1G
PG	-0,80		
S1G	0,14	0,48	
S0G	-0,95	0,69	-0,14

La meilleure corrélation entre les paramètres giratoires est obtenue, chez l'animal, avec l'intersection (IG) et le seuil à 0 (S0G).

Table 17 : Valeurs moyennes des paramètres (Epreuve Pendulaire)

	Moyennes	EQM	Coefficient de variation
Intersection (IP)	-0,65	-0,49	0,24
Pente (PP)	1,60	0,63	0,39
Seuil à 1 Hz (S1P)	13,87	9,60	92,13
Seuil à 0 (S0P)	2,54	0,94	0,88

Table 18 : Coefficients de corrélation linéaire

	IG	PP	S1P
PP	-0,74		
S1P	0,25	-0,51	
S0P	-0,84	0,54	0,02

Les deux paramètres pendulaires les mieux corrélés, chez le lapin, sont l'intersec-
tion (IP) et le seuil à 0 (S0P).

De même que chez l'homme, la valeur moyenne des seuils pendulaires à 0 et 1 Hz est
plus élevée que celle des seuils giratoires. Cependant, la différence ne varie, chez
le lapin, que du simple au double, alors qu'elle est trois à cinq fois supérieure chez
l'homme.

Table 19 : Coefficient de corrélation des quatre paramètres giratoires et pendulaires

	IG	IP	PG	PP	S1G	S1P	S0G
IP	-0,10						
PG	-0,80	0,07					
PP	-0,07	-0,74	0,07				
S1G	0,14	-0,09	-0,48	-0,12			
S1P	0,16	0,25	-0,36	-0,51	0,29		
S0G	0,95	-0,13	0,69	0,04	-0,14	-0,14	
S0P	-0,02	-0,84	-0,28	0,54	0,32	0,02	0,09

A l'analyse des coefficients de corrélation des différentes variables, l'on constate que
l'ensemble des valeurs est nettement plus faible dans la série animale que chez l'hom-
me. A relever, cependant, qu'une certaine corrélation existe, d'une part, entre la
pente de l'épreuve giratoire et le seuil pendulaire à 1 Hz (PG - S1P) et, d'autre part,
entre le seuil giratoire à 1 Hz et les seuils pendulaires à 0 et 1 Hz (S1G - S1P ; S1G -
S0P).

b) Droites de régression

La comparaison individuelle des deux droites de régression obtenues à chaque
épreuve pour cette série de 23 lapins a donné les résultats suivants :

- une corrélation parfaite : 15 lapins,

- une prédominance unilatérale conservée d'une épreuve à l'autre mais plus accusée dans l'une : 5 lapins. Trois fois l'écart entre les droites s'est manifesté à l'épreuve pendulaire et deux fois à l'épreuve giratoire,
- une prédominance unilatérale nettement inversée d'une épreuve à l'autre : 3 lapins,
- aucune droite de régression ne s'est révélée franchement pathologique sur les 92 droites tracées pour cette série.

L'on constate qu'il y a une meilleure similitude entre les droites de régression giratoires et pendulaires dans la population animale testée que celle qui a été rencontrée chez l'homme. La symétrie de réponses nystagmiques globales a, en effet, été retrouvée chez le 65 % des lapins.

En résumé, l'étude comparative des épreuves rotatoires, basée sur l'analyse des nystagmogrammes fréquentiels obtenus chez 40 sujets normaux et 23 lapins, a permis de faire les constatations suivantes :

1) droites de régression : les deux paramètres définissant le mieux ces droites sont, d'une part, pour l'épreuve giratoire liminaire, le seuil à 1 Hz et la pente, et, d'autre part, à l'épreuve pendulaire, l'intersection et le seuil à 0.

Si l'analyse statistique globale, pour chaque épreuve, a montré, chez l'homme, une bonne corrélation entre les paramètres, par contre, la comparaison individuelle des droites de régression, entre les deux épreuves, a révélé des divergences importantes dans près des 2/3 des sujets humains et plus spécialement dans le groupe avec amortissement pendulaire prolongé à 20 périodes. Au cours de la stimulation sinusoïdale amortie, la préférence doit donc être donnée à l'amortissement à 15 périodes.

2) seuils calculés à 0 et 1 Hz : les valeurs moyennes obtenues chez les sujets normaux sont nettement plus élevées à l'épreuve pendulaire ($1,02^\circ/\text{s}^2$ et $4,32^\circ/\text{s}^2$) qu'à l'épreuve giratoire liminaire ($0,32^\circ/\text{s}^2$ et $0,85^\circ/\text{s}^2$). La distribution de l'ensemble des valeurs est très homogène pour les seuils giratoires, en particulier à 1 Hz, tandis que l'on note une dispersion marquée aux seuils pendulaires.

3) seuils observés : à l'épreuve giratoire il existe une bonne corrélation entre le seuil à 1 Hz, prélevé sur le nystagmogramme fréquentiel clinique, après que l'on ait tracé approximativement la droite de régression, et le même seuil, calculé par l'ordinateur ($r = 0,74$ et $r = 0,88$).

À l'épreuve pendulaire, par contre, il n'a pas été possible de déterminer une valeur moyenne du seuil descendant, en raison des artéfacts oculo-palpébraux trop nombreux aux dernières périodes de la stimulation.

4) corrélations entre les deux épreuves rotatoires : l'analyse des coefficients de corrélation entre les différents paramètres de la réponse a montré qu'il existait une corrélation, en particulier, entre les seuils giratoires et pendulaires à 1 Hz ($r = 0,45$), mais dans l'ensemble elles sont assez peu satisfaisantes.

Il est à noter que l'analyse comparative effectuée chez l'animal n'a pas apporté d'éléments supplémentaires. L'on a cependant rencontré, dans cette série, une meilleure concordance entre les droites de régression et une distribution plus homogène des valeurs aux seuils pendulaires que chez l'homme.

DISCUSSION

Lorsque le médecin examine un tracé, qu'il soit d'électroencéphalogramme, d'électrocardiogramme ou d'électronystagmogramme, il effectue des opérations d'analyse et de synthèse, de reconnaissance de forme que l'on ne sait pas encore actuellement faire réaliser par la machine (Max 1973). Ceci explique l'importance de la représentation graphique et la nécessité que celle-ci soit aussi exacte que possible. Le nystagmogramme fréquentiel, élaboré avec l'aide de l'ordinateur, a atteint ce degré de précision et s'est avéré une méthode d'analyse de la réponse nystagmique très utile en clinique, tant pour l'épreuve pendulaire que pour l'épreuve giratoire. En analysant les paramètres des droites de régression nous ne prétendons pas leur accorder une valeur absolue, ni les substituer aux autres. Notre choix est uniquement motivé par le fait que ce sont les paramètres quantitatifs officiels, utilisés dans la pratique courante.

Les explications des divergences entre les deux épreuves se situent donc moins dans le procédé d'analyse, qui a fait ses preuves, que dans l'appareillage et les méthodes de stimulation rotatoire propres à chacune des épreuves.

L'étude comparative au niveau de l'appareillage déjà fait ressortir une différence essentielle.

- L'épreuve giratoire nécessite un système motorisé capable de fournir des accélérations angulaires d'une parfaite régularité à un niveau très bas (inférieur à $1^{\circ}/s^2$). L'installation d'un tel stimulateur pose des problèmes mécaniques difficiles et son coût est assez élevé.
- L'épreuve pendulaire amortie utilise un fauteuil suspendu à un simple câble constituant un pendule de torsion dont l'amortissement seulement exige un réglage approprié. C'est un appareil peu coûteux qu'un technicien de laboratoire peut construire lui-même.

En comparant les deux méthodes de stimulation rotatoire on constate de même qu'elles sont parfaitement dissemblables.

- A l'épreuve giratoire, chaque test comporte 6 accélérations-décélérations à des niveaux différents, soit au total 10 stimulations perrotatoires, chacune d'une durée allant de 15 à 90 secondes, séparées par des intervalles de repos, et deux arrêts brusques avec une post-décharge nystagmique d'environ 40 secondes. En tenant compte des pauses qui séparent chaque stimulation de la suivante, la durée d'une épreuve giratoire sera au minimum de 30 à 40 minutes dont 14 minutes d'enregistrement ENG.
- A l'épreuve pendulaire, chaque test comprend une seule décélération sinusoïdale amortie en 15 périodes de 20 secondes, soit seulement 5 minutes d'enregistrement ENG qui constitue la totalité de l'épreuve.
- A l'épreuve giratoire, on dispose pour l'analyse d'au moins 12 tracés ENG correspondant à chacune des différentes stimulations d'intensité constante, permettant des recoupements et des contrôles.
- Dans l'épreuve pendulaire, on ne dispose que d'un seul tracé qui résume à lui

tout seul toute l'évolution décroissante des réponses nystagmiques gauches et droites aux différents niveaux d'intensité, ceux-ci variant constamment.

On conçoit donc sans peine que, dans les conditions que nous avons acceptées comme étant celles de la pratique courante, ces deux épreuves sont loin de répondre aux mêmes exigences et qu'il serait surprenant qu'elles puissent se substituer l'une à l'autre.

Cette impression est confirmée sur le plan de l'étude mathématique à laquelle il vient d'être procédé. Sans diminuer en rien la valeur de l'épreuve pendulaire (effectuée selon les modalités ci-dessus décrites, il faut insister sur ce point, ce qui n'exclut nullement qu'elle soit perfectible), cette épreuve ne permet pas de serrer le seuil de la réponse nystagmique d'aussi près que l'épreuve giratoire, ni d'approfondir, autant de manière quantitative que qualitative, les informations fournies par les réponses nystagmiques. La zone de normalité est également plus difficile à définir avec une dispersion beaucoup plus grande qui ressort clairement aux histogrammes. Aussi, en dépit d'une corrélation relativement satisfaisante des 40 % des cas étudiés, il faut bien admettre que chacune de ces deux épreuves poursuit des objectifs différents. Elles ne sauraient être considérées comme équivalentes, mais seulement complémentaires l'une de l'autre.

Les avantages réciproques de chacune des deux méthodes peuvent être résumées comme suit.

Epreuve pendulaire :

- Appareillage simple et relativement peu coûteux (non motorisé).
- Epreuve unique de courte durée.
- Analyse manuelle aisée des tracés ENG.
- Approximation suffisante pour établir rapidement un diagnostic de syndrome irritatif ou déficitaire, de prépondérance directionnelle, de recrutement supraliminaire ou de désorganisation de l'ENG dans les lésions centrales.
- Epreuve idéale pour les examens de routine, de dépistage.
- Facilement utilisable au cabinet du praticien.

Epreuve giratoire :

- Appareillage motorisé permettant de graduer à volonté l'intensité du stimulus d'accélération angulaire, à partir de valeurs inférieures à $1^{\circ}/s^2$ déjà.
- Epreuve se décomposant en une série de stimulations unidirectionnelles et de valeurs constantes, entièrement distinctes les unes des autres, à des niveaux différents d'intensité.
- Possibilité d'observer un seuil nystagmique précis et permettant une quantification exacte de chaque réponse.
- Richesse des informations obtenues tant sur le degré d'un déficit vestibulaire que sur l'intensité d'un nystagmus spontané ou latent, sur l'évolution d'un processus de compensation.
- Evaluation indiscutable d'un dommage vestibulaire périphérique ou central en cas d'expertise médico-légale.

La relation entre le stimulus et la réponse est certainement plus complexe lors d'une stimulation sinusoïdale amortie, où l'accélération angulaire est maximale, décroissante et continuellement variable en intensité et en direction, qu'au cours d'une épreuve giratoire liminaire, où l'accélération angulaire est appliquée de façon cons-

tante et unidirectionnelle. La durée d'application de la stimulation angulaire constante étant nettement plus longue que celle de l'accélération angulaire maximale, discontinue et transitoire, l'interaction des centres vestibulaires devrait donc se manifester davantage à l'épreuve giratoire et favoriser une meilleure compensation centrale.

Certains auteurs, dont Moser (1970), Boenninghaus et Frank (1972) pensent que la stimulation sinusoïdale est plus physiologique pour l'appareil périphérique, en particulier pour la cupule, parce que d'intensité moins forte, que celle utilisée, à l'arrêt brusque, au cours de l'épreuve giratoire. Cette hypothèse ne semble pas se vérifier en clinique puisque dans la pratique journalière de l'épreuve giratoire liminaire, on obtient, pour un individu donné, des réponses et des nystagmogrammes fréquentiels identiques, que l'on ait fait suivre une accélération de $1^{\circ}/s^2$ d'un arrêt brusque ou remplacé l'arrêt brusque par une décélération de $1^{\circ}/s^2$.

L'intérêt de l'épreuve giratoire liminaire ne porte, d'ailleurs, pas sur l'arrêt brusque (réponse post-stimulatoire) comme en cupulométrie (Van Egmond, Groen and Jongkees, 1952), mais sur l'analyse de la réponse per-stimulatoire aux différentes accélérations comprises entre $0,8^{\circ}/s^2$ et $6,0^{\circ}/s^2$. L'arrêt brusque ne représente ici qu'un test supra-liminaire qui peut, comme en audiométrie, se révéler très utile et orienter le clinicien dans son diagnostic.

Lors de la stimulation sinusoïdale amortie avec amortissement prolongé à 20 périodes, on a relevé que les réponses nystagmiques étaient très voisines durant plusieurs périodes. Cela signifie que l'intensité de l'accélération angulaire maximale doit varier de façon très prononcée, d'une période à la suivante, pour pouvoir entraîner une différence dans les réponses.

On rejoint, ici, l'idée émise par Guillen (1970) et Kaphan (1970) de transformer la stimulation sinusoïdale amortie actuellement en usage et de n'employer une stimulation sinusoïdale simple qu'à certains points cardinaux comme, par exemple, aux amplitudes de 180° , 135° , 90° , 45° ainsi qu'au seuil. La stimulation sinusoïdale simple étant, dans ce cas, identique au cours de quatre périodes consécutives, on aura un état plus stationnaire.

Le calcul des accélérations angulaires maximales, selon la méthode de Greiner et coll. (1962, 1969), étant précisément basé sur un mouvement sinusoïdal non amorti, l'on se trouvera donc dans une situation plus proche de la réalité. De plus, puisqu'il s'agit d'un état stationnaire, il est possible que l'on obtienne, d'une part, des réponses nystagmiques plus stables, pour un échantillon homogène de sujets, et d'autre part, des conditions de comparaison plus justes entre ces deux épreuves rotatoires.

CONCLUSION

La présente étude, comparant deux techniques différentes de stimulations vestibulaires rotatoires, démontre que la relation liant le stimulus à la réponse nystagmique suit approximativement une relation semi-logarithmique analogue et qu'il existe, entre elles, des corrélations réelles, quoique assez faibles.

En confrontant l'adaptabilité des systèmes vestibulaires aux deux épreuves, on a relevé des divergences individuelles assez nombreuses, tant dans la série des 40 sujets normaux que celle des 23 lapins.

Contrairement à une idée fréquemment répandue, l'on peut admettre que si l'épreuve giratoire liminaire teste plus spécifiquement les centres vestibulaires, en démontrant généralement une meilleure compensation centrale, l'épreuve pendulaire semble donner davantage d'informations d'origine périphérique.

Les avantages propres à chacune des méthodes et les divergences individuelles rencontrées tendent à prouver que ces deux techniques apportent au clinicien des renseignements complémentaires.

ANNEXE

Code des abréviations

IG = intersection de la droite de régression à l'épreuve giratoire

PG = pente de la droite à l'épreuve giratoire

S1G = seuil calculé à 1 Hz à l'épreuve giratoire

S0G = seuil calculé théorique à 0 à l'épreuve giratoire

IP = intersection de la droite de régression à l'épreuve pendulaire

PP = pente de la droite à l'épreuve pendulaire

S1P = seuil calculé à 1 Hz à l'épreuve pendulaire

S0P = seuil calculé théorique à 0 à l'épreuve pendulaire

ENG= électroystagmographie

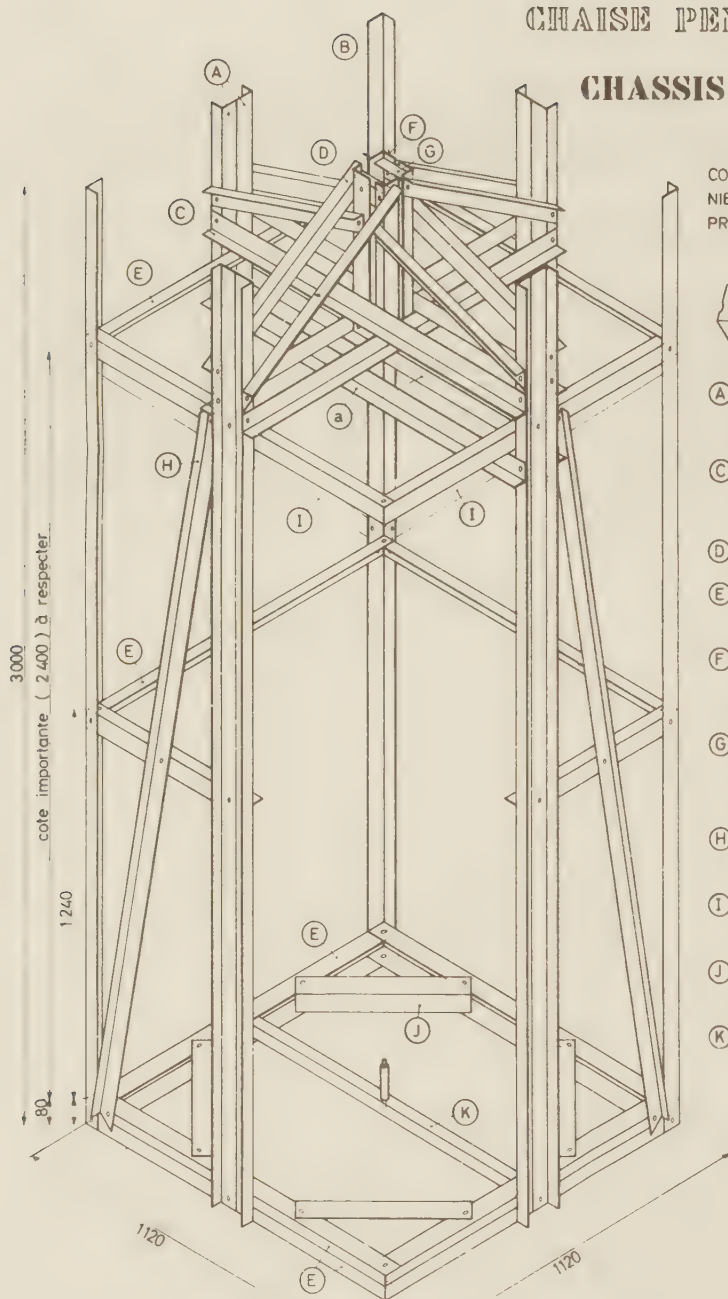
EGL= épreuve giratoire liminaire

EQM= écart quadratique moyen

CHAISE PENDULAIRE

CHASSIS CABINE

CONSTRUCTION EN COR-
NIERES " STAR "
PROFIL : 60 / 40 / 2 mm



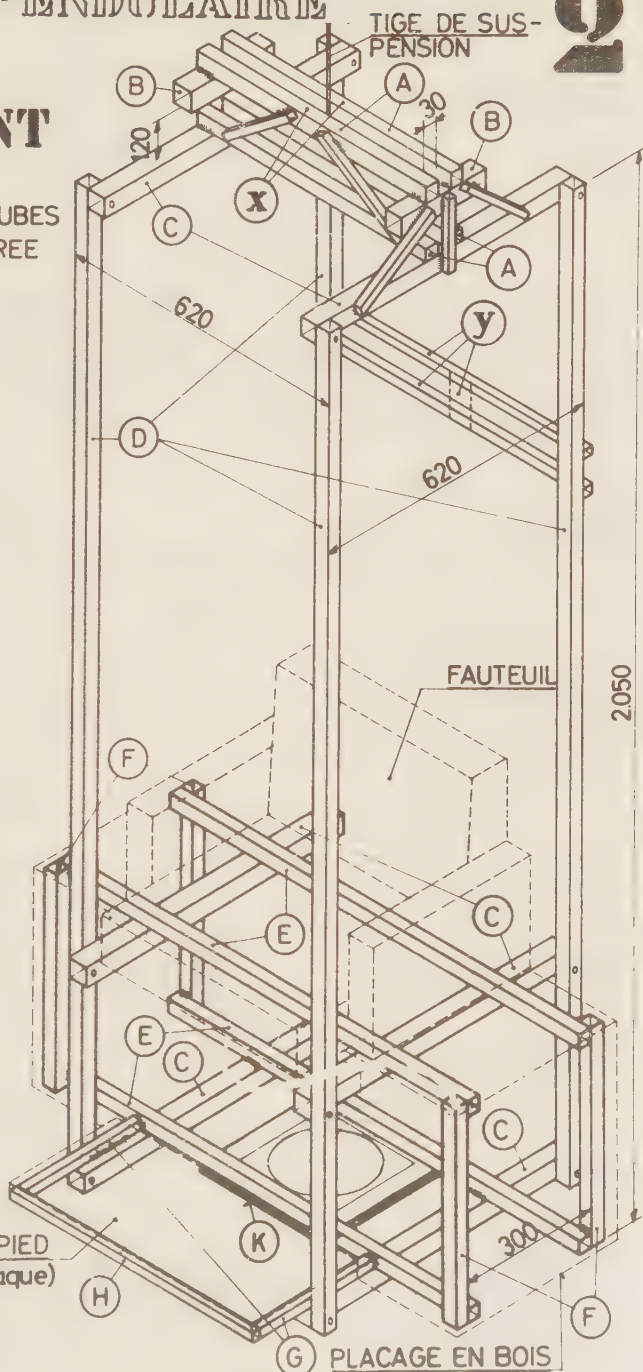
- (A) (B) PROF. JUMES ET
SIMPLES
LONG. = 3000 mm
NB. PIECES = 11
- (C) PROF. RAIDISSEURS HO-
RIZONTAUX
LONG. = 1128 mm
NB. PIECES = 6
- (D) PROF. RAIDISSEURS OB-
LIQUES
- (E) PROF. FORMANT CADRES
LONG. = 1120 mm
NB. PIECES = 14
- (F) PROF. FORMANT ARMA-
TURE CENTRALE
LONG. = 520 mm
NB. PIECES = 4
- (G) PROF. SUPPORTS
LONG. = 120 mm
NB. PIECES = 2
(voir détail I)
(planche 1)
- (H) PROF. RAIDISSEURS O-
BLIQUES
NB. PIECES = 2
- (I) PROF. RAIDISSEURS O-
BLIQUES
NB. PIECES = 2
- (J) PROF. DE RENFORCE-
MENT
NB. PIECES = 4
- (K) TUBE ACIER DE
SECTION CARREE
(voir détails I et III)
(planche 2)

CHAISE PENDULAIRE

CADRE OSCILLANT

CONSTRUCTION EN TUBES
ACIER DE SECT. CARREE

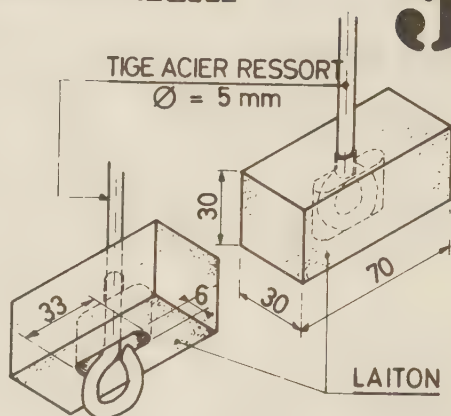
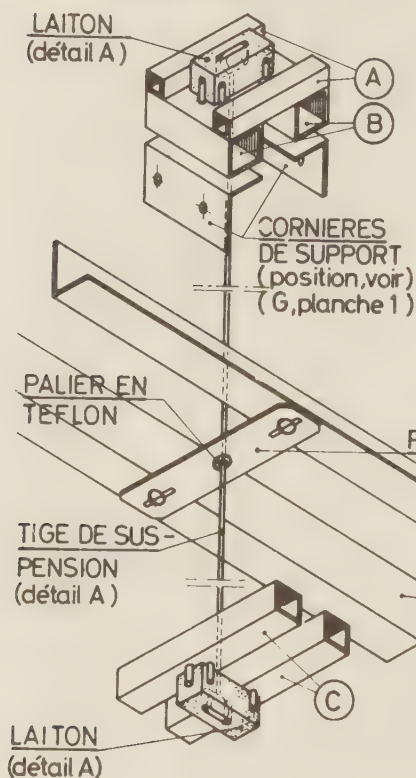
- (A) SECT. 30/30
LONG. = 560 mm
NB. PIECES 4
- (B) SECT. 40/40
LONG. = 200 mm
NB. PIECES 2
- (C) SECT. 40/40
LONG. = 620 mm
NB. PIECES 6
- (D) SECT. 30/30
LONG. = 2050 mm
NB. PIECES 4
- (E) SECT. 30/30
LONG. = 1000 mm
NB. PIECES 4
- (F) SECT. 30/30
LONG. = 450 mm
NB. PIECES 4
- (G) SECT. 20/20
LONG. = 280 mm
NB. PIECES 2
- (H) SECT. 20/20
LONG. = 560 mm
NB. PIECES 1
- (K) voir détail "I"
planche "4"
- (y) voir détail "III"
planche "3"



CHAISE PENDULAIRE

3

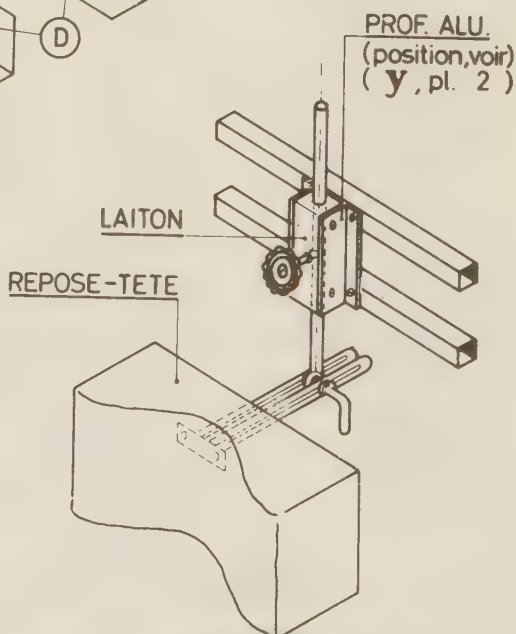
DETAIL I



DETAIL A

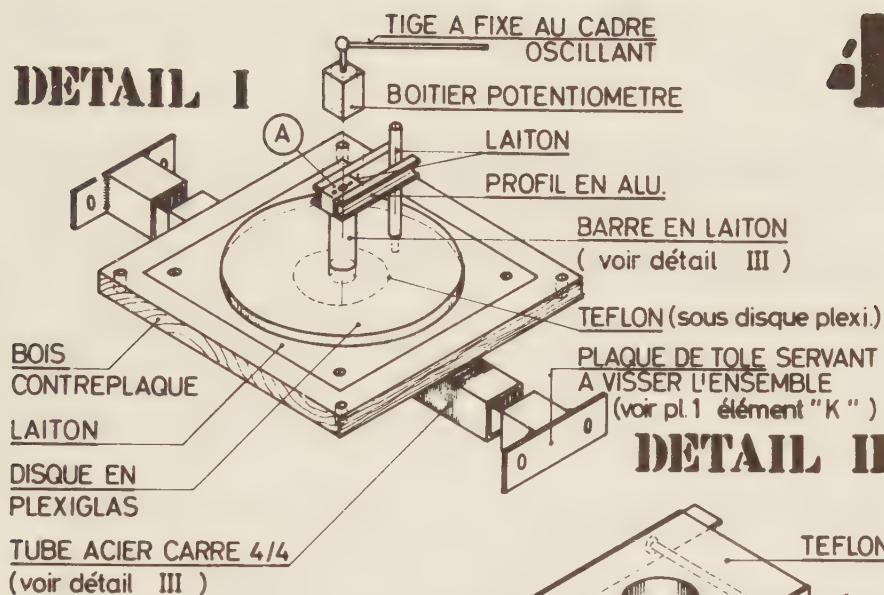
DETAIL II

- (A) TUBES ACIER CARREE
SECT. 20/20
LONG. = 120 mm
NB. PIECES 2
- (B) SECT. 40/40
LONG. = 120 mm
NB. PIECES 2
- (C) SECT. 30/30
(position, voir "X")
(planche 2)
- (D) CORNIERES " STAR "
(position, v. pl.1 "A")

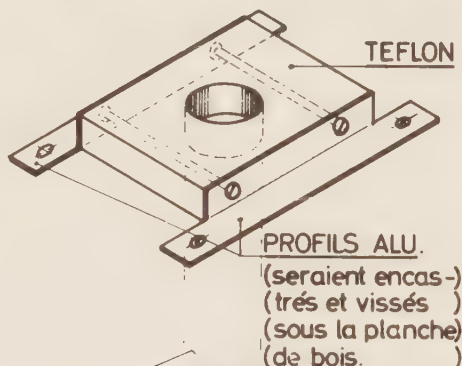


DETAIL III

DETAIL I



DETAIL II



CHAISE PENDULAIRE

ORIFICE PASSAGE
FILS ELECTRIQUES

TUBE ACIER CARRE 4/4

BRASAGE



BARRE EN LAITON, Ø 28 mm

DETAIL III

BIBLIOGRAPHIE

- ABOULKER P., PIALOUX P., NEVEU M., BUTRUILLE P. et BOUCHET J. : Syndromes vestibulaires et nystagmographie. Soc.franç. Oto-Rhino-Laryng., 60e Congrès (Arnette, Paris 1963).
- BASSERES F. : Le labyrinthogramme en méthode pendulaire. 'Rev.Oto-Neuro-Ophth. 39 : 463-479 (1967).
- BOENNINGHAUS HG. und FRANK M. : Vergleichende Untersuchungen zwischen der Pendelstimulation und der Langdrehmethode bei einseitigen Vestibularisausfällen. Z.Laryng.Rhinol. 51 : 68-72 (1972).
- BOSCHENEK Z. und GROMOWA L. : Elektronystagmographische Untersuchungen der Drehreizschwelle bei Normalfällen. Pract.oto-rhino-laryng. 29 : 118-128 (1967).
- BOUSSENS J. et BRIAND R. : Problèmes posés par le seuil en stimulation pendulaire. Rev.Laryng., Bordeaux, 91 : 900-905 (1970).
- BRIAND C., ROBERT A. et BOUSSENS J. : Corrélation mathématique entre le nystagmus et le stimulus. Rev.Laryng., Bordeaux, 90 : 92-99 (1969).
- BROWN JH. and CRAMPTON GH. : Quantification of the human nystagmic response to angular acceleration. Prediction formulae and nomograph. Acta oto-laryng., Stokh., 58 : 555-564 (1964).
- CHARACHON R., MORGON A. et ACHACHE R. : Comparaison des techniques d'électronystagmographie et utilisation combinée en expertise médico-légale. Soc.franç.Oto-Rhino-Laryng., 63e Congrès, 202-207 (Arnette, Paris 1966).
- COLLARD M. : Intérêt et valeur clinique de l'étude du seuil nystagmogène. Rev.Laryng. Bordeaux, 91 : 845-850 (1970).
- COLLARD M. et CONRAUX C. : Nystagmus vestibulaire provoqué. B.-Epreuves rotatoires : 1554-1561 ; in GODDE-JOLLY D. et LARMANDE A. : Les nystagmus Vol.II (Masson, Paris 1973).
- CONRAUX C. : La stimulation oscillante ou pendulaire. Sa technique. Rev.Oto-Neuro-Ophth. 39 : 444-456 (1967).
- CONRAUX C., PICART P. et GREINER GF. : Le seuil nystagmogène par la méthode rotatoire pendulaire. Rev.Laryng. Bordeaux, 91 : 821-827 (1970).
- DECHER H. : Zur Bestimmung der Drehreizschwellen bei Normalfällen. Z. Laryng.Rhinol. 41 : 838-844 (1962).
- DITTRICH FL. and WILLMOT TJ. : Threshold testing of vestibular function. J.Laryng. 79 : 888-892 (1965).
- FERRERI G. et CAMARDA V. : Etude de la pathologie du labyrinthe postérieur au moyen de l'enregistrement électronystagmographique du seuil d'excitabilité vestibulaire. Confin.Neurol. 20 : 260-266 (1960).

FONDARAI J. A. : Problèmes statistiques posés par la détermination des seuils en Electronystagmographie. Rev. Laryng., Bordeaux, Suppl. 91 : 770-779 (1970).

FUMEAUX J. Détermination chez le sujet sain du seuil vestibulaire par une méthode clinique. Thèse, Genève (1958).

GREINER G. F., CONRAUX C. et PICART P. : La stimulation vestibulaire rotatoire de forme pendulaire et ses applications cliniques. Confin. Neurol. 21 : 438-446 (1961).

GREINER G. F., CONRAUX C., MENGUS M., GROSSMANN M. et PICART P. : La nystagmographie dans l'épreuve rotatoire de type pendulaire. Appareillage, technique et possibilité. Soc. Laryng. Hôp. Paris, (Paris (1961). Ann. Oto-Laryng., Paris, 79 : 129 (1962).

GREINER G. F., CONRAUX C. et PICART P. : Principes physiques, expérimentaux et cliniques des stimulations de type pendulaire dans l'examen vestibulaire. Acta oto-laryng., Stockh., 56 : 338-352 (1963).

GREINER G. F., CONRAUX C. et COLLARD M. : Vestibulométrie clinique. (Doin, Paris, 1969).

GREINER G. F., CONRAUX C. und MOSER M. : Untersuchung des vestibulären Systems durch eine Kombination von Pendel und klassischer Drehstimulation. Z. Laryng. Rhinol. 49 : 579-584 (1970).

GREINER G. F. et CONRAUX C. : Les données quantitatives de l'épreuve pendulaire. V^e Symp. d'ENG. de langue française, 101-103 (Arnette, Paris 1971).

GROHMANN R. und MINNIGERODE B. : Untersuchungen zur 1. Perrotatorischen Nystagmusperiode. Acta oto-laryng., Stockh., 61 : 101-112 (1966).

GROHMANN R. und MINNIGERODE B. : Gesamtamplitude und Frequenz als Bewertungsgrößen der Experimentellen Nystagmus. Acta oto-laryng., Stockh., 63 : 551-556 (1967).

GUEDRY FE. and TURNIPSEED G. T. : Two devices for analysis nystagmus. Ann. Oto-Laryng., St. Louis., 77 : 1071-1085 (1968).

GUILLEN G. : La recherche sélective du seuil en épreuve pendulaire. Rev. Laryng., Bordeaux, 91 : 873-875 (1970).

GUERRIER Y., BASSERES F. et DENISE A. : L'oto-neurologie du praticien Cahiers d'ORL., 3 : 359-459 (1968).

HAAS E. : Zur Frage der Altersabhängigkeit der Drehreizschwelle. Z. Laryng. Rhinol. 43 : 238-246 (1964).

HAAS E., KRAENBRING C. und PFÄNDER H. : Drehreizschwellenbestimmung und überschwellige Labyrinththerregbarkeitsprüfungen bei Normalpersonen. Z. Laryng. Rhinol. 44 : 180-189 (1965).

HAAS E. und EIDEBENZ H. : Untersuchungen zur tageszeitlich bedingten Variabilität der Drehreizschwelle. Z. Laryng. Rhinol. 46 : 96-100 (1967).

HARTER-NICOLAI H., KAPHAN G., HENIN J., DEMARD F. et DECONCHE J. : Etude statistique des paramètres quantitatifs des électronystagmogrammes dans l'insuffisance vertébro-basilaire. Soc. franç. d'Oto-Rhino-Laryng., 66^e Congrès, 206-209 (Arnette, Paris 1969).

HENIN J., NICOLAI-HARTER H., OLIVIER JC., KAPHAN G. et FONDARAI J. : Le labyrinthogramme, méthode graphique de présentation des données de l'électronystagmographie. Soc. franç. d'Oto-Rhino-Laryng., 61^e Congrès, 181-190 (Arnette, Paris 1964).

HENIN J., DEMARD F., FONDARAI J., HARTER H. et KAPHAN G. : Premiers résultats cliniques de l'utilisation de l'ordinateur en exploration fonctionnelle vestibulaire. Application à l'électronystagmographie de routine. Soc. franç. d'Oto-Rhino-Laryng., 64^e Congrès, 197-202 (Arnette, Paris 1967).

HENIN J., FONDARAI J., HARTER H., DEMARD F. et KAPHAN G. : Essai d'interprétation clinique des épreuves pendulaires en fonction de l'accélération maximale. Rev. Oto-Neuro-Ophth., 40 : 14-25 (1968).

HENIN J., KAPHAN G., HARTER-NICOLAI H., DEMARD F., FONTAINE J. et DECONCHE J. : Intérêt clinique de la pente des électronystagmogrammes pendulaires et la notion d'adaptabilité. Soc. franç. d'Oto-Rhino-Laryng., 66^e Congrès, 210-214 (Arnette, Paris 1969).

HENIN J., KAPHAN G., HARTER-NICOLAI H. et Coll. : Aspects de l'électronystagmographie pendulaire dans les scléroses en plaques. Intérêt de la considération simultanée des seuils d'excitabilité et des pentes d'adaptabilité. Rev. Oto-Neuro-Ophth. 43 : 75-77 (1971).

HENNEBERT P. : Méthode clinique nouvelle d'investigation vestibulaire (épreuve rotatoire avec oscillations courtes et de faibles amplitudes). Ann. méd. psychol., 2 : 113 (1955).

HENNEBERT P. : Les réactions vestibulaires aux épreuves rotatoires sinusoïdales. Acta oto-rhino-laryng. belg., 46 : 221-226 (1956).

HENNEBERT P. : Applications cliniques des principes physiques de la stimulation vestibulaire. Confin. neurol. 21 : 416-424 (1961).

HENNEBERT P. : L'épreuve rotatoire alternante. Acta oto-rhino-laryng., belg., 19 : 427-454 (1965).

HENRIKSSON N.G., PFALTZ C.R., TOROK N. et RUBIN W. : A Synopsis of the vestibular System. An effort to standardize vestibular conceptions, tests and their evaluation, 1-65. (Sandoz Monographs, Basel 1972).

KAPHAN G. : Représentation graphique de l'évolution de la fréquence des secousses nystagmiques au cours de l'épreuve pendulaire. 1^{er} Symposium d'ENG de langue française (Montpellier 1966). Rev. Oto-Neuro-Ophth. 39 : 471-474 (1967).

KAPHAN G., HENIN J., FONDARAI J., CHAU HUU D. et NICOLAI-HARTER H. : Application à l'homme normal et pathologique d'une relation liant la fréquence des secousses nystagmiques et l'accélération au cours des stimulations rotatoires à accélération sinusoïdale. Acta oto-rhino-laryng. belg., 24 : 746-757 (1970).

KAPHAN G. : Bases physiques de l'exploration fonctionnelle du système nystagmogène. VI Symposium d'Electronystagmographie de langue française, Barcelone 1972.

KORNHUBER H. : Drehbeschleunigungsschwelle für Nystagmus ; in BERENDES J., LINK R. und ZÖLLNER : Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, 2156-2173, Band III, T.1 (Georg Thieme, Stuttgart 1965).

LEHMANN W. : Les niveaux d'observation du nystagmus ou valeurs-seuils du phénomène nystagmique. Rev. Laryng., Bordeaux, Suppl. 91 : 800-806 (1970).

LEHMANN W. : Etude électronystagmographique comparative des stimulations vestibulaires rotatoires et pendulaires. *Pract. oto-rhino-laryng.*, 34 : 60 (1972).

MATHOG R.H. : Testing of the vestibular system by sinusoidal angular acceleration. *Acta oto-laryng.*, *Stockh.*, 74 : 96-103 (1972).

MAX J. et DESPRINGRE A. : Traitement automatique des données électronystagmographiques. VIII^e Symposium d'Electronystagmographie de langue française, Barcelone 1972.

MAX J., DESPRINGRE A. et CONRAUX C. : Perspectives offertes à l'électro-nystagmographie par l'électronique. Cours de Vestibulométrie clinique, Strasbourg 1972.

MAX J. : L'appareillage électronique en Electronystagmographie. Cours de Vestibulométrie clinique, Strasbourg 1974.

MINNIGERODE B. and GROHMANN R. : Untersuchungen zur Bestimmung der massgebenden Charakteristika der Elektronystagmogramms gesunder Versuchspersonen verschiedenen Lebensalters bei rotatorischen Beschleunigungsreizen. *Pract. oto-rhino-laryng.*, 29 : 153-165 (1967).

MITTERMAIER R. und ROSSBERG G. : Vestibularisuntersuchungen mit schwellenen Beschleunigungsreizen. *Arch. Ohr. -Nas. -Kehlk. -Heilk.* 168 : 313-332 (1956).

MONTANDON A. et MONNIER M. : Analyse du nystagmus vestibulaire par la méthode électronystagmographique. *Ann.Oto-Laryng.*, 68 : 761-765 (1951).

MONTANDON A. : Analyse du nystagmus per-rotatoire par l'électronystagmographie. *Acta oto-rhino-laryng. belg.*, 9 : 328-331 (1955).

MONTANDON A., RUSSBACH A. et FUMEAUX J. : Détermination du seuil vestibulaire nystagmique d'accélération giratoire, chez le sujet normal et en pathologie. *Confin.neurol.* 20 : 253-259 (1960).

MONTANDON A. : Les critères physico-cliniques du seuil nystagmique vestibulaire. *Confin. neurol.* 21 : 447-483 (1961).

MONTANDON A. : Nystagmus giratoire et vestibulométrie. L'épreuve giratoire liminaire ou "épreuve du seuil nystagmique". *Schweiz. Arch.Neurol.Psychiat.*, 96 : 268-280 (1965).

MONTANDON A., HUGUENIN S., ROHR A., LUYET M. et PITTELOUD M. : The Nystagmus Threshold : Basis of Vestibulometry. *Acta oto-laryng.*, *Stockh.*, 67 : 293-302 (1969).

MONTANDON A., HUGUENIN S. et LEHMANN W. : Détermination d'un seuil du nystagmus spontané par l'épreuve giratoire liminaire. *Rev.Laryng.*, *Bordeaux*, *Suppl.* 91 : 906-910 (1970).

MONTANDON A. : Le seuil du nystagmus d'accélération angulaire ou seuil nystagmique vestibulaire. *Rev. Laryng.*, *Bordeaux*, *Suppl.* 91 : 814-820 (1970).

MONTANDON A., HUGUENIN S., LEHMANN W. and JOHN F. : Comparative study of the rotary vestibular nystagmus thresholds obtained by means of constant or sinusoidal angular acceleration. (Preliminary report). *Collegium O.R.L.A.S.*, *Palerme* 1970. *Acta oto-laryng.*, *Stockh.*, 71 : 273-277 (1971).

MONTANDON A., HUGUENIN S., LEHMANN W., JOHN F. : Les paramètres nystagmographiques de l'épreuve vestibulaire rotatoire normale. II - Aspects quantitatifs. 87-94 (Arnette, Paris 1971).

MONTANDON A., LEHMANN W., JOHN F., ROHR M. : Comparative analysis of the rotary, pendular and caloric vestibular nystagmus. Equilibrium Res., Tokyo, 2 : 66-69 (1973).

MORGON A., CHARACHON D., BERNARD P. et ACHACHE R. : Etude du seuil. Le seuil en ENG pendulaire chez les sujets normaux. Rev. Laryng., Bordeaux, 91 : 864-872 (1970).

MOSER M. : Vestibuläre Vergleichsuntersuchung mit Pendel-und klassischer Drehprüfung. Mschr. Ohrenheilk., 105 : 154-155 (1971).

MOUNIER-KUHN P., MORGON A. et ACHACHE R. : Apport de l'électronystagmographie (E.N.G.) dans l'expertise médico-légale des traumatisés crâniens. J. franç. Oto-Rhino-Laryng., 15 : 1051-1060 (1966).

NICOLAI-HARTER H. : L'électronystagmogramme normal. Ses difficultés. (Marseille/Genève). Thèse, Marseille 1964.

PICART P.J. : La stimulation pendulaire, moyen d'exploration de l'appareil vestibulaire. Etude électronystagmographique. Thèse, Strasbourg 1966.

PREMIER SYMPOSIUM d'ENG DE LANGUE FRANCAISE (Montpellier, 1966). : La Nystagmographie pendulaire. Rev. Oto-Neuro-Opt., 39 : 441-487 (1967).

QUATRIEME SYMPOSIUM d'ENG DE LANGUE FRANCAISE (Genève, 1969) : La notion de seuil et de quantification du nystagmus selon les données actuelles de l'informatique. Rev. Laryng., Bordeaux, Suppl. 91 : 757-926 (1970).

ROHMER F., GREINER GF. et COLLARD M. : L'exploitation des résultats des investigations cliniques et instrumentales en pathologie vestibulaire (Codage des informations, analyse automatique des paramètres). Rev. EEG. Neuro-Physiol. Clin. 3 : 366-368 (1971).

RUSSBACH A. : Le seuil du nystagmus d'accélération giratoire. Thèse, Genève 1955.

SALAMI A., TABORELLI F. et CASTELLINI V. : Ricerche sperimentali sul transfer dell'abitudine vestibolare da accelerazioni angolari costanti ad accelerazione angolari sinusoidali e viceversa. Arch. Ital. Otol., 82 : 42-63 (1971).

SCHOLTZ H.J. : Erfahrungen mit dem rotatorischen Schwellenwerttest. Archiv. Ohr.-Nas.-Kehlk. Heilk., 184 : 57-64 (1964).

SCHOLTZ H.J. : Zum Einfluss linearer Beschleunigungen auf den perrotatorischen Nystagmus. Z. Laryng. Rhinol., 47 : 790-800 (1968).

THEISSING J. : Zur Problematik der objektiven Computer-Vestibularisuntersuchung. Mschr. Ohrenheilk., 105 : 107-111 (1971).

TOROK N. and NYKIEL N. : Frequency Meter for nystagmus analysis. Acta oto-laryng., Stockh., 54 : 363-368 (1962).

VAN DE CAUSEYDE P., AMPE W. et DEPONDT M. : Les données de l'électronystagmographie dans l'épreuve rotatoire sinusoidale amortie. Acta oto-rhino-laryng. belg., 23 : 106-335 (1969).

VAN EGMOND A.J. , GROEN J.J. and JONGKEES L.B.W. : The function of the vestibular organ. Pract. oto-rhino-laryng. , Suppl. 2 Vol. 14 (1952).

WEAVER R.S. : Theoretical aspects of the role of angular acceleration in vestibular stimulation. Acta oto-laryng. , Stockh. , Suppl 205 : 1-36 (1965).

WÜST H. : Untersuchungen des Vestibularapparates mit neuen Drehschwachreizmethoden. Arch.Ohr. -Nas. -Kehlk.Heilk. , 168 : 414-428 (1956).

